

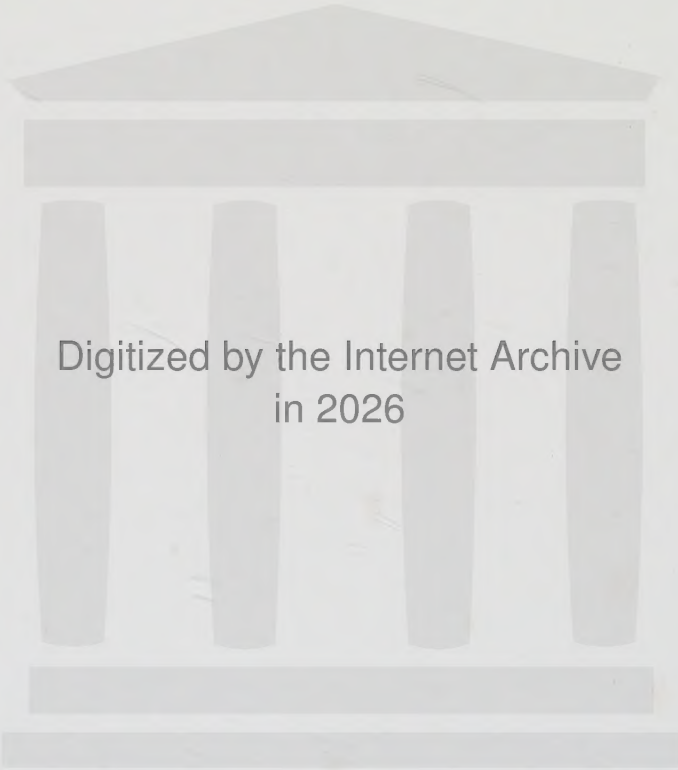
DIE VERARBEITUNG REAFFERENTER INFORMATION
IM VISUOMOTORISCHEN SYSTEM DES MENSCHEN
ZUR AUFRECHTERHALTUNG DER RAUMKONSTANZ

von

Viktor Reiman

Erlangen, 1979

1979 #290



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546213_0053

DIE VERARBEITUNG REAFFERENTER INFORMATION IM VISUOMOTORISCHEN SYSTEM DES MENSCHEN ZUR AUFRECHTERHALTUNG DER RAUMKONSTANZ

Dem Fachbereich Ingenieurwissenschaften

der Universität Erlangen-Nürnberg

zur Erlangung des Grades

DOKTOR - INGENIEUR



vorgelegt

von

Viktor Reiman

Erlangen, 1979



Als Dissertation genehmigt vom
Fachbereich Ingenieurwissenschaften
der Universität Erlangen-Nürnberg
Tag der Einreichung: 29.5.1979
Tag der Promotion: 6.8.1979
Dekan: Prof.Dr.D.Seitzer
Berichterstatter: Prof.Dr.W.Händler
Prof.Dr.W.D.Keidel

Abstract

REIMAN, VIKTOR:

DIE VERARBEITUNG REAFFERENTER INFORMATION IM VISUOMOTORISCHEN SYSTEM DES MENSCHEN ZUR AUFRECHTERHALTUNG DER RAUMKONSTANZ

Bei der Ausführung von sakkadischen Blickbewegungen wird die visuelle und die motorische Informationsverarbeitung untersucht.

Dabei werden in einem Zeitbereich von 240 ms Gehirnpotentiale über der gesamten Schädeloberfläche gemessen. Diese deuten auf neuronale Aktivitäten in sensorischen und motorischen Zentren des Zentralnervensystems (Visuomotorisches System) hin, die der Verarbeitung der einlaufenden visuellen (reafferenten) und der ausgegebenen motorischen (afferenten) Information entsprechen. Während der Bewegung tritt ein Spannungskomplex auf, in dem drei Komponenten unterschieden werden können. Nach 100 ms beginnt ein zweiter Komplex, der aus drei weiteren Komponenten besteht. Ein Vergleich mit den Potentialen, die bei ausschließlich visueller sowie bei ausschließlich motorischer Informationsverarbeitung bei verschiedenen Richtungen und Größen der Sakkaden entstehen, zeigt, daß der erste Komplex einer Verarbeitung von motorischer Information in subcorticalen Arealen, der zweite einer Verarbeitung von visueller Information im Cortex entspricht.

Ferner treten nach 30 ms subcortical und nach 100 ms cortical Potentiale auf, die gedeutet werden können als Aktivität des Visuomotorischen Systems, das von motorischen Impulsen angeregt wurde.

Durch exakte Simulation der retinalen Bildverschiebung bei Augenbewegung durch Bildbewegung wird nachgewiesen, daß zur Aufrechterhaltung der Raumkonstanz die sensorisch reafferente Information mit der motorisch afferenten Information im Cortex und zwar "oberhalb" der visuellen Zentren in nicht retinotop organisierten Assoziationsarealen verarbeitet wird.

Weiterhin wird gezeigt, daß der von KEIDEL (1971) bei unwillkürlichen Augenbewegungen (10 Hz Tremor) postulierte Informationsfluß, auch bei willkürlichen Augenbewegungen angenommen werden kann.

INHALT

1. Einführung	1 - 5
2. Darstellung	6 - 15
2.1. Darstellung des Problems	6 - 10
2.2. Darstellung der Lösungsmöglichkeiten	10 - 15
3. Ergebnisse	16 - 25
3.1. Ergebnisse der Untersuchung	16 - 20
3.2. Ergebnisse der Diskussion	20 - 25
4. Zusammenfassung	26 - 30
5. Literaturverzeichnis	31 - 35
6. Anhang	36 - 45
6.1. Anhang A	36 - 40
6.2. Anhang B	40 - 45
7. Bibliographie	46 - 55
8. Index	56 - 65
9. Glossar	66 - 75
10. Zusammenfassung	76 - 85
11. Literaturverzeichnis	86 - 95
12. Anhang	96 - 105
12.1. Anhang A	96 - 100
12.2. Anhang B	100 - 105
13. Bibliographie	106 - 115
14. Index	116 - 125
15. Glossar	126 - 135
16. Zusammenfassung	136 - 145
17. Literaturverzeichnis	146 - 155
18. Anhang	156 - 165
18.1. Anhang A	156 - 160
18.2. Anhang B	160 - 165
19. Bibliographie	166 - 175
20. Index	176 - 185
21. Glossar	186 - 195
22. Zusammenfassung	196 - 205
23. Literaturverzeichnis	206 - 215
24. Anhang	216 - 225
24.1. Anhang A	216 - 220
24.2. Anhang B	220 - 225
25. Bibliographie	226 - 235
26. Index	236 - 245
27. Glossar	246 - 255
28. Zusammenfassung	256 - 265
29. Literaturverzeichnis	266 - 275
30. Anhang	276 - 285
30.1. Anhang A	276 - 280
30.2. Anhang B	280 - 285
31. Bibliographie	286 - 295
32. Index	296 - 305
33. Glossar	306 - 315
34. Zusammenfassung	316 - 325
35. Literaturverzeichnis	326 - 335
36. Anhang	336 - 345
36.1. Anhang A	336 - 340
36.2. Anhang B	340 - 345
37. Bibliographie	346 - 355
38. Index	356 - 365
39. Glossar	366 - 375
40. Zusammenfassung	376 - 385
41. Literaturverzeichnis	386 - 395
42. Anhang	396 - 405
42.1. Anhang A	396 - 400
42.2. Anhang B	400 - 405
43. Bibliographie	406 - 415
44. Index	416 - 425
45. Glossar	426 - 435
46. Zusammenfassung	436 - 445
47. Literaturverzeichnis	446 - 455
48. Anhang	456 - 465
48.1. Anhang A	456 - 460
48.2. Anhang B	460 - 465
49. Bibliographie	466 - 475
50. Index	476 - 485
51. Glossar	486 - 495
52. Zusammenfassung	496 - 505
53. Literaturverzeichnis	506 - 515
54. Anhang	516 - 525
54.1. Anhang A	516 - 520
54.2. Anhang B	520 - 525
55. Bibliographie	526 - 535
56. Index	536 - 545
57. Glossar	546 - 555
58. Zusammenfassung	556 - 565
59. Literaturverzeichnis	566 - 575
60. Anhang	576 - 585
60.1. Anhang A	576 - 580
60.2. Anhang B	580 - 585
61. Bibliographie	586 - 595
62. Index	596 - 605
63. Glossar	606 - 615
64. Zusammenfassung	616 - 625
65. Literaturverzeichnis	626 - 635
66. Anhang	636 - 645
66.1. Anhang A	636 - 640
66.2. Anhang B	640 - 645
67. Bibliographie	646 - 655
68. Index	656 - 665
69. Glossar	666 - 675
70. Zusammenfassung	676 - 685
71. Literaturverzeichnis	686 - 695
72. Anhang	696 - 705
72.1. Anhang A	696 - 700
72.2. Anhang B	700 - 705
73. Bibliographie	706 - 715
74. Index	716 - 725
75. Glossar	726 - 735
76. Zusammenfassung	736 - 745
77. Literaturverzeichnis	746 - 755
78. Anhang	756 - 765
78.1. Anhang A	756 - 760
78.2. Anhang B	760 - 765
79. Bibliographie	766 - 775
80. Index	776 - 785
81. Glossar	786 - 795
82. Zusammenfassung	796 - 805
83. Literaturverzeichnis	806 - 815
84. Anhang	816 - 825
84.1. Anhang A	816 - 820
84.2. Anhang B	820 - 825
85. Bibliographie	826 - 835
86. Index	836 - 845
87. Glossar	846 - 855
88. Zusammenfassung	856 - 865
89. Literaturverzeichnis	866 - 875
90. Anhang	876 - 885
90.1. Anhang A	876 - 880
90.2. Anhang B	880 - 885
91. Bibliographie	886 - 895
92. Index	896 - 905
93. Glossar	906 - 915
94. Zusammenfassung	916 - 925
95. Literaturverzeichnis	926 - 935
96. Anhang	936 - 945
96.1. Anhang A	936 - 940
96.2. Anhang B	940 - 945
97. Bibliographie	946 - 955
98. Index	956 - 965
99. Glossar	966 - 975
100. Zusammenfassung	976 - 985
101. Literaturverzeichnis	986 - 995
102. Anhang	996 - 1005
102.1. Anhang A	996 - 1000
102.2. Anhang B	1000 - 1005
103. Bibliographie	1006 - 1015
104. Index	1016 - 1025
105. Glossar	1026 - 1035
106. Zusammenfassung	1036 - 1045
107. Literaturverzeichnis	1046 - 1055
108. Anhang	1056 - 1065
108.1. Anhang A	1056 - 1060
108.2. Anhang B	1060 - 1065
109. Bibliographie	1066 - 1075
110. Index	1076 - 1085
111. Glossar	1086 - 1095
112. Zusammenfassung	1096 - 1105
113. Literaturverzeichnis	1106 - 1115
114. Anhang	1116 - 1125
114.1. Anhang A	1116 - 1120
114.2. Anhang B	1120 - 1125
115. Bibliographie	1126 - 1135
116. Index	1136 - 1145
117. Glossar	1146 - 1155
118. Zusammenfassung	1156 - 1165
119. Literaturverzeichnis	1166 - 1175
120. Anhang	1176 - 1185
120.1. Anhang A	1176 - 1180
120.2. Anhang B	1180 - 1185
121. Bibliographie	1186 - 1195
122. Index	1196 - 1205
123. Glossar	1206 - 1215
124. Zusammenfassung	1216 - 1225
125. Literaturverzeichnis	1226 - 1235
126. Anhang	1236 - 1245
126.1. Anhang A	1236 - 1240
126.2. Anhang B	1240 - 1245
127. Bibliographie	1246 - 1255
128. Index	1256 - 1265
129. Glossar	1266 - 1275
130. Zusammenfassung	1276 - 1285
131. Literaturverzeichnis	1286 - 1295
132. Anhang	1296 - 1305
132.1. Anhang A	1296 - 1300
132.2. Anhang B	1300 - 1305
133. Bibliographie	1306 - 1315
134. Index	1316 - 1325
135. Glossar	1326 - 1335
136. Zusammenfassung	1336 - 1345
137. Literaturverzeichnis	1346 - 1355
138. Anhang	1356 - 1365
138.1. Anhang A	1356 - 1360
138.2. Anhang B	1360 - 1365
139. Bibliographie	1366 - 1375
140. Index	1376 - 1385
141. Glossar	1386 - 1395
142. Zusammenfassung	1396 - 1405
143. Literaturverzeichnis	1406 - 1415
144. Anhang	1416 - 1425
144.1. Anhang A	1416 - 1420
144.2. Anhang B	1420 - 1425
145. Bibliographie	1426 - 1435
146. Index	1436 - 1445
147. Glossar	1446 - 1455
148. Zusammenfassung	1456 - 1465
149. Literaturverzeichnis	1466 - 1475
150. Anhang	1476 - 1485
150.1. Anhang A	1476 - 1480
150.2. Anhang B	1480 - 1485
151. Bibliographie	1486 - 1495
152. Index	1496 - 1505
153. Glossar	1506 - 1515
154. Zusammenfassung	1516 - 1525
155. Literaturverzeichnis	1526 - 1535
156. Anhang	1536 - 1545
156.1. Anhang A	1536 - 1540
156.2. Anhang B	1540 - 1545
157. Bibliographie	1546 - 1555
158. Index	1556 - 1565
159. Glossar	1566 - 1575
160. Zusammenfassung	1576 - 1585
161. Literaturverzeichnis	1586 - 1595
162. Anhang	1596 - 1605
162.1. Anhang A	1596 - 1600
162.2. Anhang B	1600 - 1605
163. Bibliographie	1606 - 1615
164. Index	1616 - 1625
165. Glossar	1626 - 1635
166. Zusammenfassung	1636 - 1645
167. Literaturverzeichnis	1646 - 1655
168. Anhang	1656 - 1665
168.1. Anhang A	1656 - 1660
168.2. Anhang B	1660 - 1665
169. Bibliographie	1666 - 1675
170. Index	1676 - 1685
171. Glossar	1686 - 1695
172. Zusammenfassung	1696 - 1705
173. Literaturverzeichnis	1706 - 1715
174. Anhang	1716 - 1725
174.1. Anhang A	1716 - 1720
174.2. Anhang B	1720 - 1725
175. Bibliographie	1726 - 1735
176. Index	1736 - 1745
177. Glossar	1746 - 1755
178. Zusammenfassung	1756 - 1765
179. Literaturverzeichnis	1766 - 1775
180. Anhang	1776 - 1785
180.1. Anhang A	1776 - 1780
180.2. Anhang B	1780 - 1785
181. Bibliographie	1786 - 1795
182. Index	1796 - 1805
183. Glossar	1806 - 1815
184. Zusammenfassung	1816 - 1825
185. Literaturverzeichnis	1826 - 1835
186. Anhang	1836 - 1845
186.1. Anhang A	1836 - 1840
186.2. Anhang B	1840 - 1845
187. Bibliographie	1846 - 1855
188. Index	1856 - 1865
189. Glossar	1866 - 1875
190. Zusammenfassung	1876 - 1885
191. Literaturverzeichnis	1886 - 1895
192. Anhang	1896 - 1905
192.1. Anhang A	1896 - 1900
192.2. Anhang B	1900 - 1905
193. Bibliographie	1906 - 1915
194. Index	1916 - 1925
195. Glossar	1926 - 1935
196. Zusammenfassung	1936 - 1945
197. Literaturverzeichnis	1946 - 1955
198. Anhang	1956 - 1965
198.1. Anhang A	1956 - 1960
198.2. Anhang B	1960 - 1965
199. Bibliographie	1966 - 1975
200. Index	1976 - 1985
201. Glossar	1986 - 1995
202. Zusammenfassung	1996 - 2005
203. Literaturverzeichnis	2006 - 2015
204. Anhang	2016 - 2025
204.1. Anhang A	2016 - 2020
204.2. Anhang B	2020 - 2025
205. Bibliographie	2026 - 2035
206. Index	2036 - 2045
2	

Inhalt

O. Einleitung	03 - 08
1. Methode	08 - 20
1.1 Reizapparatur	08 - 09
1.2 Ableitung der Gehirnpotentiale	10 - 12
1.3 Registrierung der Augenbewegung	12 - 13
1.4 Simulation der retinalen Bildbewegung	13 - 15
1.5 Versuchsablauf	16 - 19
2. Datenanalyse	20 - 26
2.1 Datenaufnahme mit Rückwärtsanalyse	20 - 23
2.2 Mittelung der Reaktionspotentiale	22 - 25
3. Ergebnisse	26 - 50
3.1 Motorische Komponenten des Augenbewegungs- potentials	26 - 28
3.2 Abhängigkeit der motorischen Komponenten von der Sakkadengröße	28 - 32
3.3 Abhängigkeit der motorischen Komponenten von der Sakkadenrichtung	32 - 39
3.3.1 Darstellung der Potentialverteilung	32 - 34
3.3.2 Darstellung im Vektordiagramm	34 - 39
3.4 Sensorische Komponenten des Augenbewegungs- potentials	39 - 41
3.5 Sensomotorische Komponenten des Augenbewe- gungspotentials	41 - 43
3.6 Vergleich der sensomotorischen mit den sensorischen Komponenten	43 - 45
3.7 Parieto-occipitale Aktivität bei verschie- denen optischen Reizen	46 - 50

4. Diskussion	51 - 67
4.1 Lokalisation der einzelnen Komponenten	51 - 55
4.2 Nichtneurogene Anteile im Augenbewegungs- potential	55 - 57
4.2.1 Das Elektrookulogramm	55 - 55
4.2.2 Das Augenmuskelpotential	56 - 57
4.3 Deutung der sensomotorischen Komponenten	57 - 64
4.3.1 Subcorticaler Anteil der Efferenz	57 - 58
4.3.2 Motorische Kontrollimpulse	58 - 60
4.3.3 Corticale Verarbeitung der Reafferenz	61 - 64
4.4 Informationsfluß bei willkürlichen und unwillkürlichen Augenbewegungen	64 - 67
5. Anhang	68 - 91
5.1 Amplitudenfilterung	68 - 70
5.2 Computerprogramme	71 - 91
6. Literaturverzeichnis	92 - 96

O. Einleitung

Eine wichtige Funktionsweise des Zentralnervensystems (ZNS) besteht darin, über Sinnesrezeptoren Reize aufzunehmen, die dadurch bewirkte neuronale Erregung als "afferente" Information auf verschiedenen Ebenen zu verarbeiten und das Ergebnis als "efferente" Information wieder auszugeben (Abb.1).

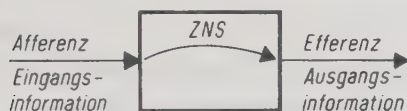


Abb. 1:
Reflektorische Informationsverarbeitung im ZNS

Beispielsweise wird ein im Sehfeld auftauchendes Objekt (Afferenz) mit einer raschen Blickbewegung (Efferenz) erfasst.

Es gibt jedoch auch Arbeitsweisen des ZNS, die nicht in dieses Schema eingeordnet werden können (Abb.2).

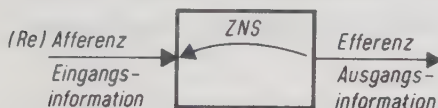


Abb.2:
Nichtreflektorische Informationsverarbeitung im ZNS

Dies ist z.B. der Fall, wenn ein motorisches Kommando (Efferenz) zu den Augenmuskeln eine Augenbewegung und dadurch eine Verschiebung des Bildes der Umwelt auf der Netzhaut (Afferenz) bewirkt.

Hier löst umgekehrt die Efferenz eine Afferenz aus. Die so entstehende sensorische Information wird auch als Reafferenz bezeichnet.

Das ZNS ist nun in der Lage Afferenz und Reafferenz - auch bei völliger Gleichheit beider - verschieden zu bewerten, d.h., es kann unterscheiden, ob eine Netzhautverschiebung durch Augenbewegungen selbst produziert wird, oder durch Umweltbewegung

entsteht.

Damit wird erreicht, daß die Umwelt bei Augenbewegungen konstant erscheint, trotz dauernder Verschiebung ihres Abbildes auf der Netzhaut ("Raumkonstanz").

Seit dem vorigen Jahrhundert hat das Problem der Umweltstabilität die Sinnesphysiologen beschäftigt:

HELMHOLTZ (1866) war wahrscheinlich der erste, der annahm, daß diese Konstanzleistung durch eine Wechselwirkung von sensorischen und motorischen Signalen ermöglicht wird. TEUBER (1966) erweiterte diese Überlegungen zu dem Postulat einer

"Corollary Discharge"

Es besagt, daß bei einer Augenbewegung Information vom okulomotorischen zum sensorischen System übertragen wird. Diese m o d i f i z i e r t die durch die Augenbewegung bedingte Reafferenz und wirkt so einer Veränderung, die durch die Eigenbewegung entsteht, entgegen.

Die Art dieser Modifikation wird durch zwei zum Teil gegensätzliche Theorien beschrieben:

Das Reafferenzprinzip

von v. HOLST und MITTELSTAEDT (1950) postuliert (Abb. 3), daß der Aktivität des motorischen Systems (Efferenz) eine Information zugeordnet ist, die auf einer tiefen Stufe des sensorischen Systems eine der reafferenten Änderung entgegengesetzte gleich grose Aktivität bewirkt (Efferenzkopie). Es erfolgt in einem peripheren Bereich des ZNS eine Modifikation der afferenten sensorischen Signale durch eine exakte Subtraktion der Reafferenz und der Efferenzkopie. Dadurch wird die reafferente Veränderung eliminiert, oder, falls die Differenz nicht Null ist, eine Exafferenz im

Sinne einer Rückkoppelung zu höheren Zentren gemeldet.

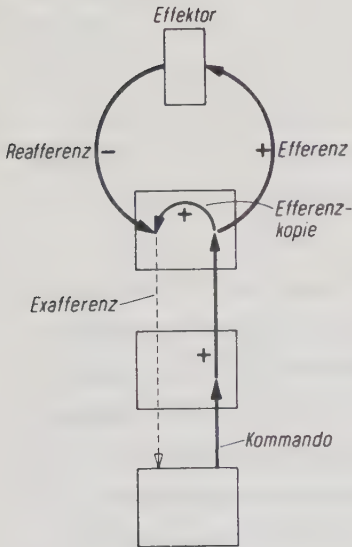


Abb.3:

Ein motorisches Kommando (Efferenz) von höheren Zentren des ZNS bewirkt über den Effektor eine Reafferenz. Diese wird durch Subtraktion der gleichgroßen Efferenzkopie eliminiert. Eine etwaige Differenz wird als Exafferenz zu höheren Zentren zurückgemeldet.

(modifiziert nach v. HOLST und MITTELSTAEDT (1950), Naturwissenschaften 37,464 - 473)

Bei einer Augenbewegung, d.h. bei einer selbst produzierten sensorischen Veränderung sind Reafferenz und Efferenzkopie gleich groß, so daß keine Exafferenz entsteht.

Bei einer Umweltbewegung dagegen, d.h. bei einer von außen produzierten sensorischen Veränderung wird keine Efferenzkopie gebildet, so daß jetzt eine Exafferenz erzeugt wird. Auf diese Weise können Afferenz und Reafferenz, d.h. Umwelt und Eigenbewegung unterschieden und damit ein stabiles Umweltbild erreicht werden.

Das Rückbewertungskonzept

von MACKAY (1973) postuliert ebenfalls, daß der Aktivität des

motorischen Systems eine Information zugeordnet ist, die auf das sensorische System einwirkt, wodurch eine Modifikation der afferenten sensorischen Signale erfolgt.

Jedoch wird die reafferente Veränderung nicht durch Subtraktion eliminiert, sondern wird mit Hilfe der motorischen Information neu bewertet ("Rückbewertung") und mit einem zentral gespeicherten, als stabil vorausgesetzten, Umweltbild verglichen. Treten keine Abweichungen auf, so liefert die nicht eliminierte Reafferenz eine Bestätigung für die Stabilität der Umwelt.

Welche Verrechnungsmechanismen vom ZNS verwendet werden (Subtraktion der Efferenzkopie von der Reafferenz oder Neubewertung der Reafferenz mit Hilfe motorischer Information) ist experimentell noch nicht geklärt. Das liegt z.T. daran, daß Messungen von Potentialen, die mit der Verarbeitung von Information bei Augenbewegungen korreliert sind, wegen methodischer Schwierigkeiten erst in den letzten Jahren systematisch durchgeführt wurden.

WURTZ (1968) hat als erster die Aktivität einzelner Neurone bei Augenbewegungen untersucht. Seit dieser Zeit erschien eine Reihe von Arbeiten, die mit Mikroelektroden die Funktion der visuo-motorischen Zentren weiter aufhellten. So untersuchten z.B. SCHILLER 1970, FUCHS und LUSCHEI 1971 die oculomotorischen Kerne des Hirnstammes, COHEN und FELDMAN 1968, COHEN und HENN 1972 die pontine formatio reticularis, SCHILLER und KOERNER 1971, WURTZ und GOLDBERG 1972 den colliculus superior, ADEY und NODA 1973 das corpus geniculatum laterale und BIZZI und SCHILLER 1969 den Cortex.

Bei Summenpotentialableitungen am Menschen fanden BECKER, HOEH-

NE, IWASE und KORNHUBER 1972 vor sakkadischen Augenbewegungen langsame Hirnpotentiale. KURTZBERG und VAUGHAN 1973 untersuchten corticale Potentiale während und nach willkürlicher Augenbewegungen. RIGGS, MERTON und MORTON 1974 beschrieben das Auftreten einer positiven sakkadensynchronen Spannungsspitze. KURTZBERG und VAUGHAN 1977 registrierten ein ähnliches Potential verschiedener Polarität und Latenz vor Beginn der Augenbewegung.

Auch die sensorische Aktivität, die der Verarbeitung von visueller Information bei Muster- und Augenbewegungen entspricht, wurde mit Mikro- und Makroelektroden untersucht.

Bei sakkadischen Augenbewegungen über ein beleuchtetes strukturiertes Feld, erhält man eine corticale Aktivität, die man das "Lambda Potential" (GASTAUT 1951, EVANS 1952) nennt. Die entsprechende Spannung bei Reizung durch Musterbewegung wird als "evoziertes Potential" bezeichnet (BARLOW 1969).

Die vorliegenden experimentellen Daten haben noch keinen vollständigen Nachweis der postulierten Verrechnung erbracht. Es ist auch noch nicht übereinstimmend geklärt, auf welcher Ebene des ZNS die zu der Verrechnung notwendigen Signale entstehen, ferner wo und in welcher Form sie mit den sensorischen Eingangssignalen integriert werden.

Ziel dieser Arbeit ist es, durch Summenpotentialableitungen am Menschen Hinweise über den Verlauf der efferenten und afferenten Information bei einer Augenbewegung zu erhalten, ferner den Nachweis einer Modifikation der afferenten visuellen Signale zu bringen, sowie die Ebene im ZNS zu bestimmen, in der diese Verarbeitung erfolgt.

Zu diesem Zweck werden die neuronalen Aktivitäten des ZNS bei rein sensorischer (Musterbewegung) und rein visuomotorischer

(Augenbewegung mit Muster) Informationsverarbeitung untersucht und miteinander verglichen.

1. Methode

1.1. Reizapparatur

Um die visuell afferente Informationsverarbeitung zu untersuchen, wurde das Auge durch Verschiebung von Mustern auf der Netzhaut optisch gereizt. Dazu wurde ein sogenanntes Maxwell'sches Linsensystem aufgebaut, wie es von ARMINGTON et al. 1967 zur Registrierung des Elektroretinogramms eingeführt wurde. Mit diesem war es möglich

- a) Muster mit großem Helligkeitskontrast auf der Netzhaut abzubilden, so daß eine große Reizantwort im ZNS erzeugt wurde.
- b) Die Muster mit entakkomodiertem Auge zu betrachten, um so auch bei langer Versuchsdauer das Auge nicht zu überanstrengen.
- c) Den Adaptationszustand des Auges und damit die Reizbedingungen konstant zu lassen.

Abb. 4 zeigt den prinzipiellen Aufbau der Reizanordnung:

Der Kopf der Versuchsperson wird am Oberkiefer mittels eines Beißbrettes fixiert. Dieses wird in der x-y-z-Richtung derart justiert, daß der Brennpunkt der Okularlinse in der Pupillenmitte des Auges zu liegen kommt. Der Strahlengang verläuft so, daß die Lichtquelle (Xenonhochdrucklampe, Osram XBO 75 W/2) in der Pupille des Auges und ein Muster auf der Netzhaut des Auges scharf abgebildet wird.

Die Bewegung des Musters wird durch die Drehung des Spiegels eines optischen Scanners, im Strahlengang bewirkt, der von

einem PDP-11-Rechner gesteuert wird. Der Scanner (G 100 PD General Scanning) ist ein hochpräzises und schnell arbeitendes Spiegelgalvanometer, das den Lichtstrahl entsprechend einer angelegten Spannung verändert. Die zu reizende Netzhautfläche wird über die Weite einer Irisblende bestimmt. Die Abstufung der Lichtintensität wird durch Graufilter erreicht. In den durchgeführten Versuchen betrug die retinale Beleuchtungsstärke 3.58 photop. Log. Td.

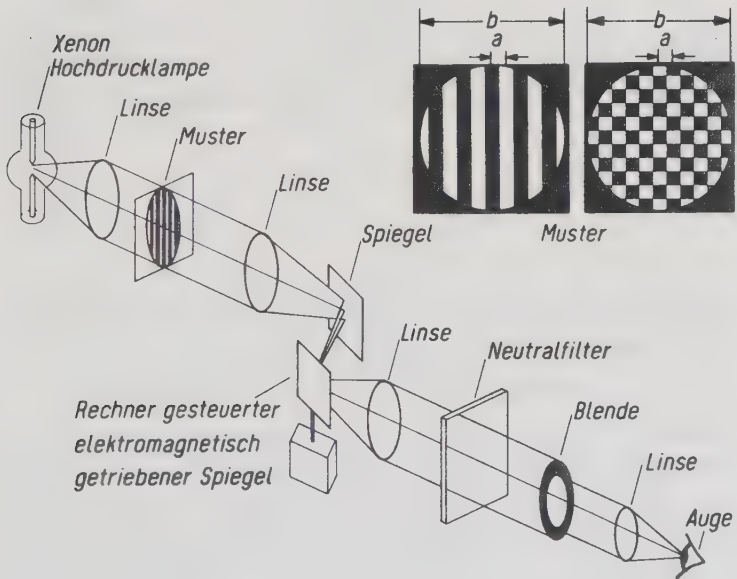


Abb. 4: Die Reizung der Netzhaut erfolgt dadurch, daß die VP den Mittelpunkt der Reizfläche fixiert, während sich das Muster um den Betrag a (entspricht einem Winkel von 6°) nach links verschiebt. Im anderen Fall werden bei feststehendem Muster Augenbewegungen um den gleichen Winkel nach rechts ausgeführt.

1.2 Ableitung der Gehirnpotentiale

Jede Verarbeitung von Information im ZNS bewirkt eine neuronale Aktivität, die in den entsprechenden Zentren Biopotentiale hervorruft. Sie können im Tierversuch mit Mikroelektroden, die direkt in die betreffenden Zentren eingeführt werden, als Einzelzellaktivitäten registriert werden.

Beim Menschen sind solche Messungen am unverletzten Schädel nicht möglich. Jedoch können mit Makroelektroden an der Oberfläche des Schädels Summenpotentiale abgeleitet werden. Sie entsprechen der elektrischen Aktivität einer sehr großen Zahl von Nervenzellen, die passiv durch die Gehirnmasse geleitet wird.

Die Gehirnpotentiale wurden monopolar (d.h. gegen eine elektrisch neutrale Referenzspannung) an bis zu 18 Stellen des Schädels mit konventionellen Beckmanelektroden abgeleitet. Mit einer Nasopharyngealelektrode, die durch den unteren Nasengang, unterhalb der Nasenmuschel, bis zum Rachendach vorgeschoben wurde, konnte auch die Aktivität an der Basis des Gehirns registriert werden. Die Ableitpunkte wurden so gewählt, daß sie mit dem internationalen 10-20 Schema übereinstimmten und zusätzlich in drei annähernd senkrecht aufeinander stehenden Schnittebenen am Schädel in sagittaler, frontaler und horizontaler Richtung lagen (Abb.5). Referenzpunkt waren die beiden Ohren, der Nacken war geerdet.

Die Ableitungen wurden mit Differenzverstärkern (Tektronix 122) 1000-fach verstärkt und dann außerhalb der Versuchskammer auf einen Verstärkungsfaktor von ca. 20 000 erhöht (Tektronix 501),

werden, da die Eingangsspannung für das Magnetband 1,5 Volt nicht überschreiten durfte. Das hatte zur Folge, daß sich das Signal-Rauschverhältnis verkleinerte.

Werden bei EEG-Ableitungen Augenbewegungen ausgeführt, treten insbesondere bei längeren Versuchssitzungen in der frontalen Ableiteebene hohe Störimpulse der Kopf- und Nackenmuskulatur auf. Um auch an diesen Ableitestellen mit gleicher Verstärkung ableiten zu können, wurde eine Filtermethode entworfen (siehe Anhang), die eine Reduktion dieser nicht reizkorrelierten Störspannungen während der Messung ermöglichte.

1.3 Registrierung der Augenbewegungen

Sowohl für die Auswertung der EEG-Daten als auch für die Ansteuerung der Reizapparatur ist eine Aufzeichnung der Augenbewegungen mit hoher Empfindlichkeit und Linearität nötig. Da pro Versuch bis zu 1 200 Sakkaden auszuführen waren, sollte dabei das Auge nicht mechanisch belastet werden (z.B. durch eine Haftschale mit Spiegel).

Zu diesem Zweck wurde eine Registriermethode entwickelt, die es gestattet, Augenbewegungen berührungsfrei mit der geforderten Genauigkeit zu messen. Diese Methode wurde in ähnlicher Form schon in früheren Untersuchungen angewandt (REIMAN, KORTH und KEIDEL 1973).

Auf den lateralen Hornhautrand des rechten Auges wird mit Hilfe eines Y-förmigen Lichtleiters ein ca. 7 mm langer und 3 mm breiter horizontaler Lichtbalken einer Infrarotdiode (6 mW, 940 nm; SSL-55C General Elektrik) projiziert, so daß er am temporalen Irisrand etwa zur Hälfte auf der Sklera, zur ande-

ren auf der Iris liegt. Bei Bewegungen des Auges ändert sich die vom Limbus des Auges reflektierte Lichtmenge proportional zur Augenstellung. Diese wird über den zweiten Ast des Lichtleiters mit einer hochempfindlichen siliziumdiffundierten Photodiode (relative spektrale Empfindlichkeit 98 % bei 940 nm; SGD-100 Elektronik Produkts Division) gemessen.

Um Relativbewegungen zwischen Kopf und Registrierapparatur auszuschließen, werden Lichtleiter und Dioden am Oberkiefer befestigt. Dies wird erreicht, indem ein Gebißabdruck mit einer thermoplastischen Abformmasse angefertigt wird (Stensmasse, DE TREY), der mit einer Silicon Abformmasse (Lastic 55 KETTENBACH) ausgefüllt wird und am Oberkiefer festhaftet. Die Anordnung ist in einem Bereich von 0° bis 10° mit einer Genauigkeit von 1 % linear. Die Empfindlichkeit ist so, daß Augenbewegungen von $10'$ (Bogengrad) noch unterschieden werden können. Der Frequenzgang ist bis 10 KHz konstant.

1.4 Simulation der retinalen Bildbewegung

Der entscheidende Punkt der Untersuchungen bestand darin, die durch die Augenbewegungen ausgeführten Verschiebungen des Musters auf der Netzhaut durch Musterbewegungen exakt zu simulieren.

Dies wurde ermöglicht, einmal durch die schon beschriebene Registrierung der Augenbewegung mit hoher Genauigkeit und Linearität, zum anderen durch ein für diese Zwecke entwickeltes Programm (RZA2F) für den PDP-11-Rechner, der das optische Reizsystem ansteuerte.

Die Arbeitsweise dieses Programms ist folgende:

Werden Augenbewegungen im Hellen ausgeführt, dann verschiebt sich bei jeder Bewegung das Abbild des Musters auf der Netzhaut. Da die Form der Augenbewegung nicht konstant ist, sondern während des Versuches schwankt, ist auch die Verschiebung des Musters auf der Netzhaut für jede Sakkade verschieden. (Abb.6 a). Um bei der Musterbewegung durch das Maxwell'sche Reizsystem die gleiche retinale Verschiebung zu erreichen wie bei der Ausführung von Augenbewegungen, werden diese über den Analogdigitalconverter des PDP-11-Rechners aufgenommen und auf Magnetplatte gespeichert. Von den 400 registrierten Kurven werden die 350 besten ausgewählt. Die Anstiegsabschnitte der Kurven werden so gegeneinander verschoben, daß sie im Punkt To übereinstimmen. (Abb.6 b/c). Dann werden die einander entsprechenden Werte der Kurven addiert (Abb. 6 d), so daß ein gemittelter Kurvenanstieg entsteht (I). Das analoge Verfahren wird bei der abfallenden Flanke angewendet (III). Zwischen Anstieg und Abfall der Kurve wird ein variables Zeitintervall eingeführt (II), das statistisch gleichverteilt zwischen 300 ms und 700 ms schwankt. Das gleiche gilt für den Zeitabschnitt bis zum nächsten Anstieg (IV).

Diese zeitlich statistisch schwankende Einheitsimpulsfolge steuert über den Digitalanalogconverter des Rechners die Musterverschiebung im Maxwell'schen System. Auf diese Weise entstehen im Mittel die gleichen zeitlichen und örtlichen Bildverschiebungen auf der Netzhaut wie bei den zuvor ausgeführten Augenbewegungen.

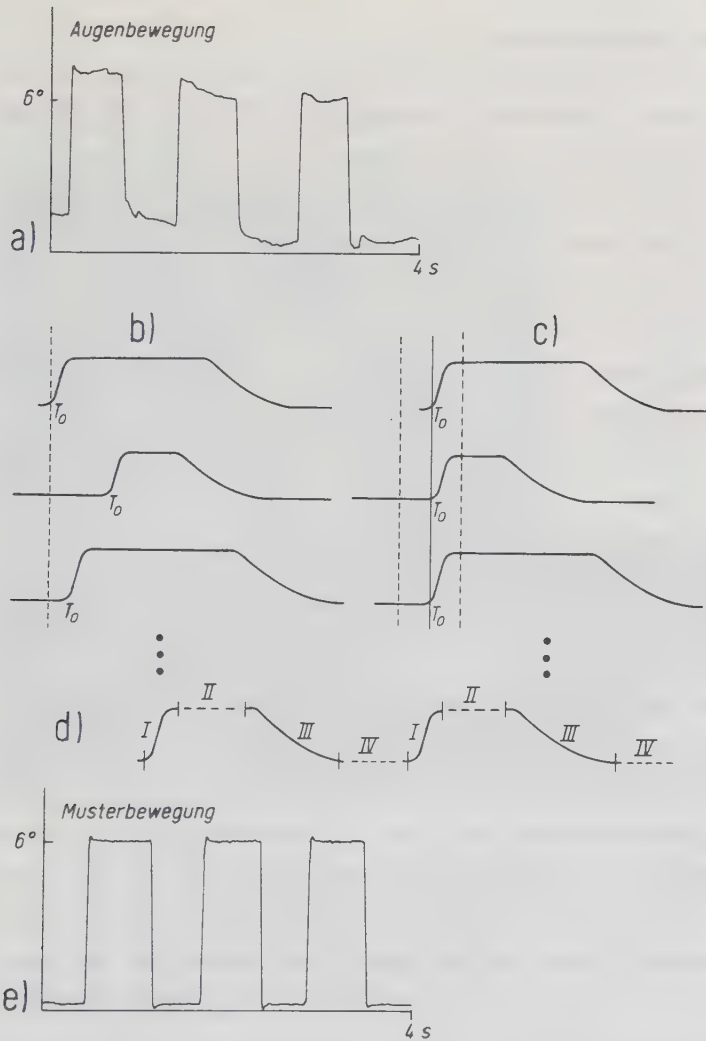


Abb.6: Augenbewegungen von 6° (a). Schematisierte Augenbewegung mit verschiedenen Latenzen (b). Die auf den gleichen Zeitpunkt T_0 verschobenen Augenbewegungen (c). Statistisch schwankende Einheitsimpulsfolge (d). Musterbewegung von 6° mit statistisch schwankender Impulsdauer und Frequenz, die im Mittel die gleiche retinale Bildverschiebung erzeugt wie die Augenbewegungen von 6° (e).

1.5 Versuchsablauf

Um eine Modifikation der visuellen Signale durch die motorischen Impulse bei Augenbewegungen nachzuweisen, muß man Experimente durchführen, in denen

- a) die afferente und die efferente Information gleichzeitig
 - b) die efferente Information alleine
 - c) die afferente Information alleine
- verarbeitet wird.

Das bedeutet praktisch, daß Gehirnpotentiale zu messen sind, die auftreten

- a) bei Augenbewegungen im Hellen, bei Darbietung eines Musters
- b) bei Augenbewegungen im Dunkeln
- c) bei Musterverschiebung ohne Augenbewegung.

Dann kann durch einen Vergleich festgestellt werden, ob in der Verarbeitung der visuellen Eingangsinformation Unterschiede auftreten, d.h. eine Modifikation der afferenten Signale bei Augenbewegungen erfolgt.

Die Messungen wurden in einer elektrisch abgeschirmten schallarmen Kammer durchgeführt (Abb.7). Der Kopf der Versuchsperson (VP) war in einem Beißbrett fixiert. Mit Hilfe des Maxwell'schen Linsensystems wurde das jeweilige Muster oder zwei Leuchtdioden auf der Netzhaut des rechten Auges abgebildet. Das linke Auge war verdeckt. Die Augenbewegungen wurden am rechten Auge mit Hilfe der beschriebenen Methode der Infrarotreflexion mit nachfolgender Gleichspannungsverstärkung (Tektronix 501) registriert und dann in analoger Form auf Magnetband

(Sangamo Sabre VI) gespeichert.

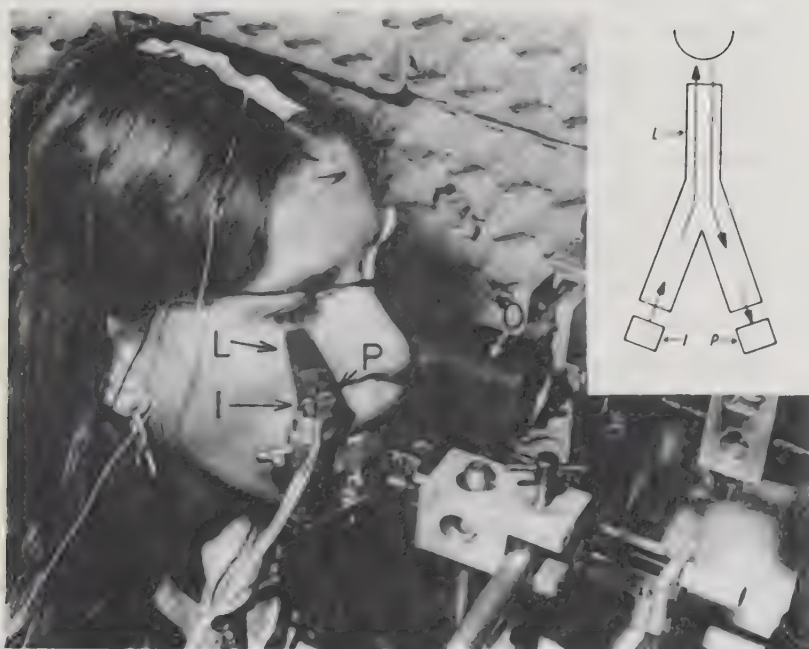


Abb. 7: Die Versuchsperson wird mit einem Beißbrett am Oberkiefer fixiert und in der x-y-z-Richtung so justiert, daß der Brennpunkt der Okularlinse (O) in die Pupillennitte fällt. Die Registrierung der Augenbewegung geschieht dadurch, daß Infrarotlicht von einer Diode (I) über einen Y-förmigen Lichtleiter (L) auf das Auge fällt und das reflektierte Licht über denselben Lichtleiter mit einer Photodiode (P) gemessen wird.

Der Ablauf einer Versuchssitzung war im einzelnen folgendermaßen:

Nach Dunkeladaptation der VP von 30 Minuten führte diese sakkadische willkürliche Augenbewegungen im Dunkeln aus und zwar von der Augenruhestellung nach rechts um einen Winkel von 6° und einem zeitlichen Abstand von ca. 1 Sekunde. Als Fixier-

punkte dienten 2 rote Leuchtdioden (650 nm), deren Intensität gerade oberhalb der Helligkeitsschwelle lag, so daß die dadurch bedingte visuelle Reizung vernachlässigt werden konnte. Danach wurde ein Muster in den Strahlengang gebracht und das Auge 10 Minuten an die eingestellte Beleuchtungsstärke adaptiert. Dann wurden wieder Blicksakkaden zwischen zwei Fixierpunkten, die durch ein Fadenkreuz bestimmt waren, ausgeführt. Nach einer Pause von 10 Minuten begann die dritte Phase der Versuchssitzung. Dabei mußte die VP einen Punkt in der Mitte des oben verwendeten Musters fixieren. Durch Einsatz eines PDP-11-Rechners, welcher mittels des beschriebenen Simulationsprogrammes das Maxwell'sche Reizsystem ansteuerte, wurden Bewegungen des Musters erzeugt, die auf der Netzhaut der VP die gleichen Verschiebungen der Musterabbildung erzeugten, wie die zuvor ausgeführten artefaktfreien Augenbewegungen. Pro Versuchssitzung wurden für jede der drei Reizbedingungen 400 Augen- bzw. Musterbewegungen mit den 6 zugehörigen EEG-Ableitungen aufgenommen (Abb.8).

Die Dauer einer Sitzung betrug mit dem Anlegen der Elektroden, dem Justieren des Maxwell'schen Systems und der Augendiode ca. 4 Stunden. Die meisten VP ermüdeten nach einigen 100 Augenbewegungen, so daß die Aufzeichnungen unbrauchbar waren. Für die endgültigen Messungen wurden deshalb nur 2 Personen gewählt, die nach einer Gewöhnungszeit von 1 Monat an den Versuchsablauf, die ca. 1 200 Augenbewegungen ohne Ermüdungserscheinungen durchführen konnten.

Pro Versuch konnten 6 EEG-Ableitungen aufgenommen werden. Sie wurden zur Verbesserung des Signalrauschabstandes mit dem Ver-

führen der Pulsecodemodulation (3 K 12-System der Firma John & Reilhofer) auf Band gespeichert.

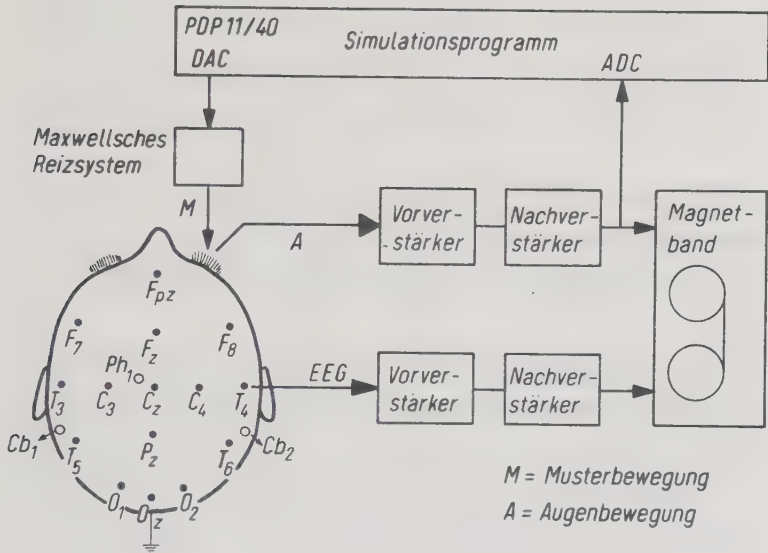


Abb. 8: EEG und Augenbewegungen werden zur späteren Analyse auf Magnetband aufgenommen. Die Augenbewegungen werden zusätzlich auf der Magnetplatte des Rechners gespeichert, der mit diesen Daten über das Maxwell'sche Reizsystem die Verschiebung auf der Netzhaut simuliert.

2. Datenanalyse

2.1 Datenaufnahme mit Rückwärtsanalyse

Die Daten einer Versuchssitzung befinden sich nach Ablauf des Versuches auf 7 Kanälen des Magnetbandes. Die Augen-bzw. Musterbewegungen dienen bei der Auswertung der Daten als Triggerimpulse für die Analogdigitalwandlung am PDP-11-Rechner.

Da die zu messenden Gehirnpotentiale zum Teil schon vor den Augenbewegungen entstehen, darf die Datenaufnahme nicht erst mit dem Triggerzeitpunkt beginnen, sondern muß diesem vorausgehen.

Um dies zu erreichen entwickelten KORNHUBER und DEECKE 1965 zur Untersuchung von praemotorischen Potentialen ein Verfahren der Rückwärtsanalyse, bei dem sie die auf Band gespeicherten Daten rückwärts abspielten. Sie fanden u.a., daß die Verarbeitung der motorischen Information schon mehrere 100 ms vor der Augenbewegung beginnt. Als Ausdruck eines corticalen Vorbereitungsprozesses tritt zunächst das sog. Bereitschaftspotential auf. Dann erscheint ca. 80 ms vor der Bewegung die sog. praemotorische Positivierung, die im Zusammenhang mit dem Bewegungskommando steht.

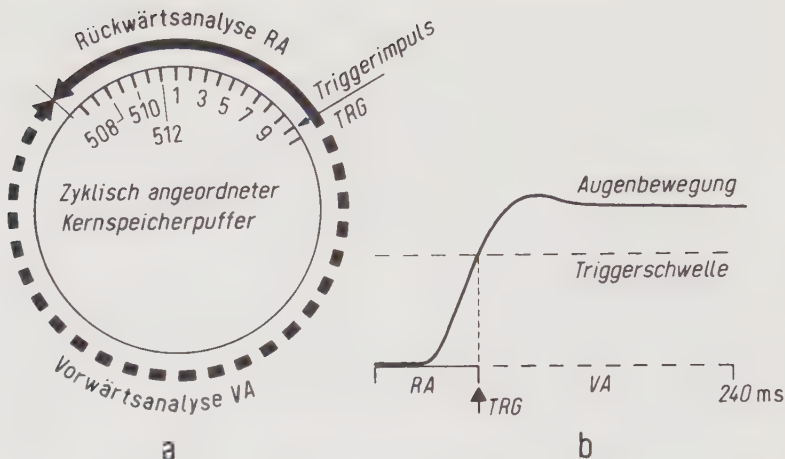
Da diese Potentiale schon eingehend untersucht wurden (KORNHUBER et al. 1972, u.a.), werden sie hier nicht weiter betrachtet. Es genügt daher einen Zeitbereich von nur 30 ms bis 40 ms vor der Augenbewegung mitzuregistrieren.

Zur Auswertung der hier vorliegenden Daten wurde ein Programm (DAZ1F) geschrieben, das es ermöglicht, simultan für 7 Analogkanäle beliebig wählbare Zeitbereiche des EEGs vor und nach

dem Triggerzeitpunkt aufzunehmen und auf der Magnetplatte des Rechners wegzuspeichern.

Dabei wird wie folgt vorgegangen:

Die auf Band gespeicherten Daten werden über 7 Analogeingänge dem Rechner zugeführt. Über einen Multiplexer wird eine Analogdigitalwandlung der Eingangsspannungen mit einer Abtastfrequenz von 3 KHz durchgeführt. Die digitalisierten Daten der einzelnen Kanäle werden in 7 Kernspeicherbereichen von je 512 Adressen abgelegt. Der erste Wert eines jeden Kanals wird in die erste Adresse des entsprechenden Kernspeicherbereiches geschrieben, der 512te Wert in die 512te Adresse, der 513te Wert wieder in die erste Adresse usw. Dadurch entstehen zyklisch angeordnete Kernspeicherpuffer (Abb. 9a). Der Triggerzeitpunkt (TRG) wird gesetzt, wenn die ansteigende Flanke der auf Band gespeicherten Augenbewegungen die Triggerschwelle des Schmidttiggers am Rechner übersteigt (Abb. 9b). Er bewirkt, daß per Programm 70 Werte, die vor diesem Zeitpunkt aufgenommen wurden, in den 7 zyklisch angeordneten Puffern bestimmt werden. Sie entsprechen einem Zeitbereich von 35 ms vor der Augenbewegung (Rückwärtsanalyse). Die restlichen 442 Kernspeicheradressen des Puffers werden mit den auf den Triggerzeitpunkt folgenden Daten gefüllt. Sie entsprechen einem Zeitbereich von 205 ms nach der Augenbewegung (Vorwärtsanalyse). Pro Triggerimpuls werden eine Augenbewegung und die gleichzeitig mit dieser gemessenen 6 EEG-Abschnitte auf einem Datenfile der Magnetplatte des Rechners gespeichert. Dies wird für 400 Triggerimpulse durchgeführt, dann wird die Aufnahme beendet.



Addiert man N EEG- Abschnitte aufeinander, die ein reizsyn-
chrones Signal enthalten, das von einem unkorrelierten Rau-
schen überlagert ist, nimmt die Streuung des gemittelten Sig-
nals (Standardabweichung des Mittelwertes) mit $1 / \sqrt{N}$ ab.

Zur Auswertung der vorliegenden Daten wurde ein Programm
(M7K1F) für den PDP-11-Rechner geschrieben, mit welchem die
registrierten Augenbewegungen mit den zugehörigen EEG-Abschnit-
ten, die auf der Magnetplatte gespeichert waren, nacheinander
auf dem Sichtschirm des Rechners dargestellt und mit einer zu-
vor gespeicherten Modellaugenbewegung verglichen wurden.
Registrierungen mit stark abweichendem Verlauf der Augenbewe-
gung oder gestörtem EEG wurden verworfen. Die übrigen wurden
zur Mittelung verwendet und so 350 reizsynchrone EEG-Abschnitte
aufsummiert.

Um bei der Mittelung (bei gegebener Abtastfrequenz) eine hohe
zeitliche Auflösung zu erreichen, ist eine exakte Triggerung
notwendig.

Werden die Musterbewegungen als Trigger verwendet, lässt sich
der Triggerzeitpunkt exakt festlegen. Verwendet man jedoch die
Augenbewegungen, deren zeitlicher Verlauf nicht konstant ist,
zur Triggerung, so sind die jedem Triggerimpuls zugeordneten
EEG-Abschnitte bis zu 8 ms gegeneinander verschoben (Abb. 10).
Um die einzelnen Komponenten des Augenbewegungspotentials auf-
lösen zu können, mußte diese Triggeregenauigkeit erhöht werden:
Zu diesem Zweck wurde das Programm M7K1F so erweitert, daß die
Zeitschwankungen der Triggerimpulse off line mittels eines Re-
chenalgorithmus korrigiert werden konnten:

Die gespeicherten Werte für die Augenbewegungen werden digi-
tal gefiltert, so daß ein geglätteter Kurververlauf entsteht
(Abb. 10).

Dann werden die Punkte bestimmt, deren Ordinatenwerte $1/100$ der Maximalamplitude beträgt und die Kurven so gegeneinander verschoben, daß diese Punkte übereinstimmen. Die zugehörigen bis zu 18 EEG-Abschnitte werden im Kernspeicher ebenfalls um die so ermittelten zeitlichen Abweichungen verschoben und dann wieder auf den Datenfile zurückgespeichert. Von dort aus werden sie dem beschriebenen Mittelungsverfahren unterworfen.

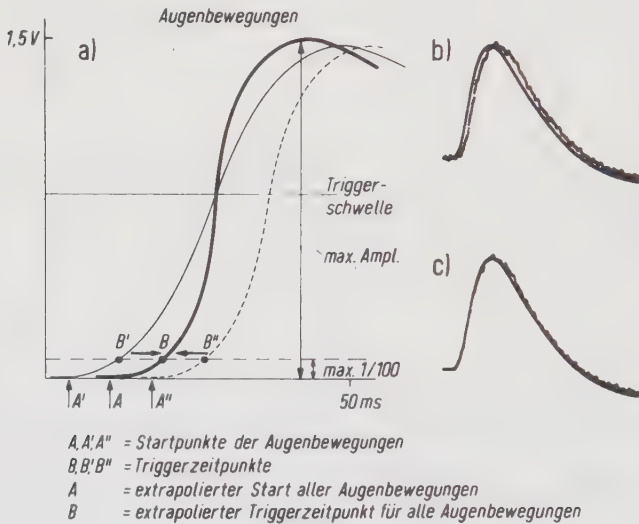


Abb. 10: Die Kurven der Augenbewegungen werden so gegeneinander verschoben, daß die Punkte B', B, B'' im Punkt B zusammenfallen. Sie entsprechen Kurvenpunkten, deren Ordinatenwerte $1/100$ der Maximalamplitude betragen. Dadurch fallen auch die Startpunkte der Augenbewegungen A', A, A'' in Punkt A zusammen. Dieser kann als Trigger-Punkt mit geringer zeitlicher Schwankung (1ms) für die Datenmittelung verwendet werden (a). Augenbewegung und Modellaugenbewegung vor (b) und nach (c) der Verschiebung auf dem Sichtschirm des Rechners.

Auf diese Weise konnten Reaktionspotentiale von $0,5 \mu V$ bis $5 \mu V$ Amplitude mit einer zeitlichen Auflösung von 1 ms aus dem Rauschuntergrund des EEGs herausgefiltert werden.

3. Ergebnisse

3.1 Motorische Komponenten des Augenbewegungspotentials

Die registrierten Potentiale entsprechen verschiedenen Formen der Informationsverarbeitung. Bei Sakkaden, die im Dunkeln ausgeführt werden, sind die gemessenen Spannungen allein durch die motorische Aktivität bedingt, d.h. sie entsprechen der Verarbeitung der efferenten Ausgangsinformation.

Abb. 11 unten zeigt den Verlauf einer Augenbewegung von 6° im Dunkeln.

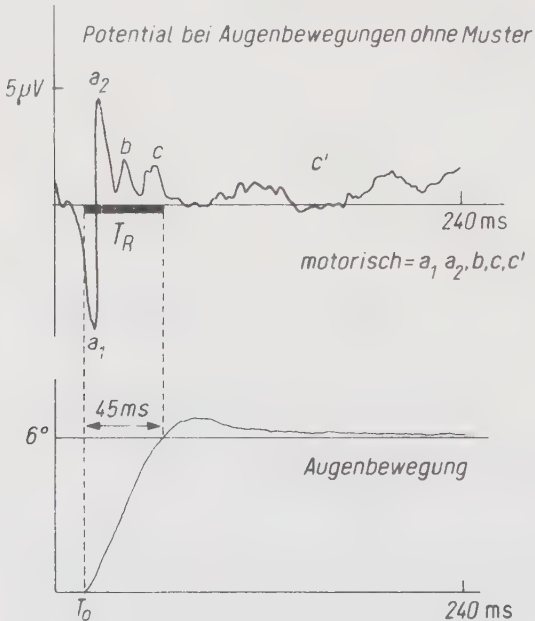


Abb. 11: Eine Augenbewegung von 6° (unten) bewirkt am Occiput (O_2) ein motorisches Potential, bei dem 4 Komponenten a_1, a_2, b, c, c' unterschieden werden können (oben).

Die neue Blickrichtung ist nach ca. 45 ms (T_R) erreicht. Danach erfolgt ein Überspringen von ca. 10 % zur endgültigen Einstellung. Abb. 11 (oben) zeigt die bei der oben beschriebenen Sakkade am hinteren Schädel gemessenen Potentiale. Es lassen sich 4 Komponenten unterscheiden, die zu Beginn, während des Ablaufs und am Ende sowie nach Beendigung der Sakkade auftreten.

Welle $a_1 a_2$:

Die biphasische Komponente $a_1 a_2$ entwickelt sich 8 ms vor Beginn der Augenbewegung (T_O) mit der mittleren Amplitude von $5 \mu V$ und der mittleren Dauer von 8 ms. Sie erreicht nach 6 ms (a_1) bzw. nach 12 ms (a_2) ihr Maximum. Die Polarität von $a_1 a_2$ ist nicht an allen Ableitestellen gleich, sondern kehrt sich in charakteristischer Weise um, wie aus den Potentialverteilungen am Schädel zu ersehen ist.

Welle b:

Nach Ablauf von ungefähr der halben Sakkadendauer tritt eine weitere stets negative Komponente b auf. Sie besitzt eine kleinere mittlere Amplitude von $1 \mu V$ und ebenfalls eine mittlere Dauer von 8 ms.

Welle c:

Gegen Ende der Sakkade und 40 ms nach T_O kann das ebenfalls stets negative Potential c gemessen werden. Amplitude und Dauer von diesem sind ähnlich dem Potential b, jedoch ist c im Gegensatz zu b nicht von der Sakkadenrichtung abhängig (siehe 3.3.2).

Welle c':

Nach Ablauf der Sakkade und 100 ms nach T_O erscheint eine langsame mehrphasige Potentialschwankung mit einer Amplitude von ca. $0,5 \mu V$. Sie tritt nur in den hinteren Gehirnnarealen

(Occiput) auf.

Die beschriebenen Potentiale, insbesondere b, c und c' können nur bei versuchserfahrenen, gut ausgeruhten Versuchspersonen beobachtet werden. Mit zunehmender Ermüdung schwankt die Dauer und die Amplitude der Sakkaden, so daß eine genaue Triggierung nicht möglich ist und die zeitliche Auflösung zur Unterscheidung dieser Komponenten zu gering wird.

Um Aussagen (s. Diskussion) über den Informationsverlauf bei einer Sakkade machen zu können, wird im folgenden die Abhängigkeit der Amplituden der Komponenten a_1a_2 , b und c von der Sakkadengröße und -richtung untersucht.

3.2. Abhängigkeit der motorischen Komponenten von der Sakkadengröße

Wird die Sakkadengröße von 1.5° bis 50° gesteigert, so bleibt die Amplitude des Anfangspotentials a_1a_2 nahezu unverändert. Abb. 12 zeigt die Aktivitäten für Augenbewegungen nach rechts an den Ableitestellen F_8 , T_6 , O_2 , O_1 , T_5 , F_7 , die in einer horizontalen Schnittebene des Gehirns liegen. Um alle Versuchsparameter möglichst konstant zu lassen, wurden die dargestellten Potentiale a_1a_2 in einer Versuchssitzung gewonnen. Jedoch konnten dadurch wegen der erwähnten Ermüdungseffekte die anderen Komponenten nicht beobachtet werden. Die b-Welle ist nur in der frontalen Ableitung F_8 zu erkennen, während c und c' bei dieser Messung nicht auftreten.

Abb. 13 zeigt die Amplituden von a_1 der obigen Meßreihe in einem Diagramm aufgetragen. Für kleine Augenbewegungen ($< 10^\circ$)

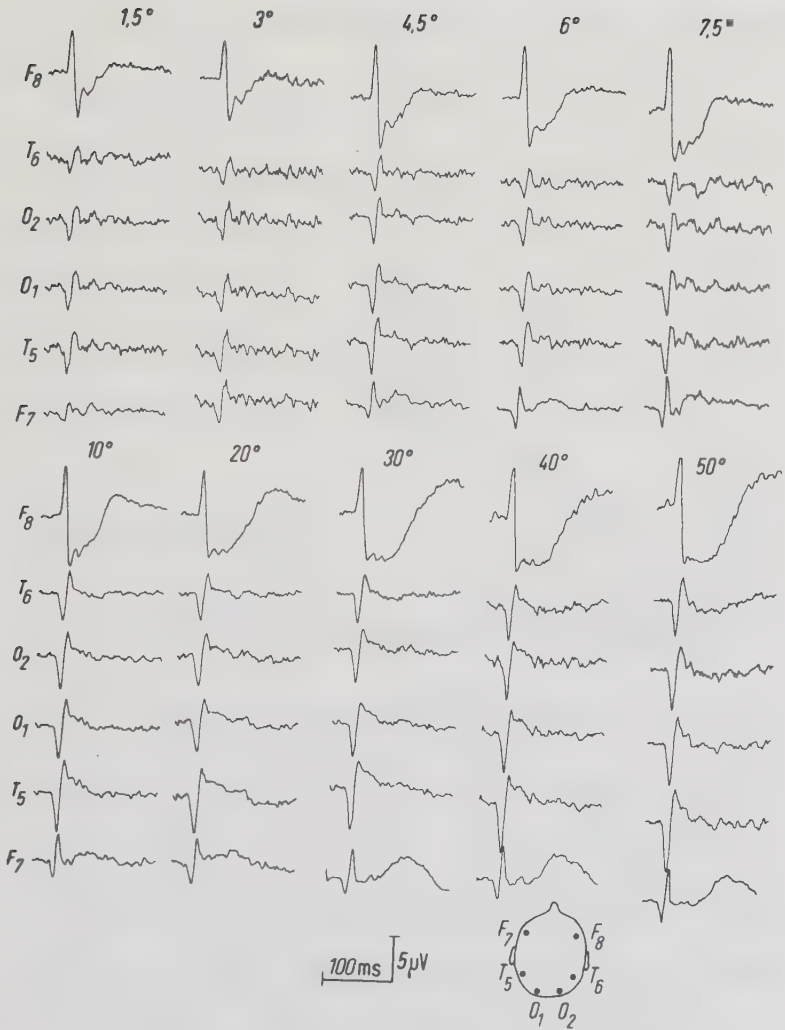


Abb. 12: Potentiale in einer horizontalen Ebene am Schädel für Sakkaden nach rechts zwischen 1.5° und 50°.

erfolgt keine Erhöhung der Amplitude, mit zunehmender Sakkadengröße für Winkel bis 50° ist eine geringe Steigerung (0,5 μV für $a_1 a_2$) feststellbar.

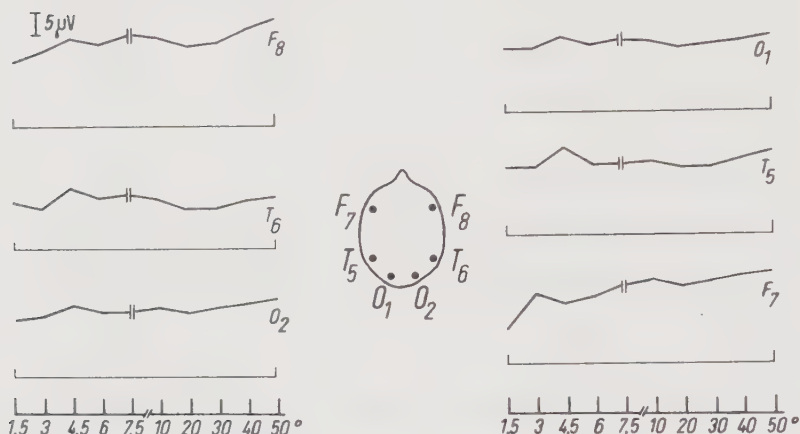


Abb. 13: Amplituden der Welle a_1 in einer horizontalen Ebene am Schädel für Sakkaden nach rechts zwischen 1.5° und 50° .

Das Verhalten der anderen Komponenten b und c wird für 2 Sakkadengrößen 3° und 9° nach rechts in 6 getrennten Versuchssitzungen untersucht. Wie aus Abb. 14 zu ersehen ist, zeigen auch sie ein Verhalten, das von der Größe der Sakkaden unabhängig ist. In der sagittalen (erste Spalte) und horizontalen (dritte Spalte) Ebene sind die Komponenten b und c deutlich erkennbar. In der frontalen Ebene (zweite Spalte) können sie kaum unterschieden werden. Der Grund ist darin zu suchen, daß in den lateralen Gebieten häufig große Störimpulse der Kopfmuskulatur auftreten. Sie wurden mit der im Anhang beschriebenen Filtermethode reduziert. Dadurch konnte die Komponente $a_1 a_2$

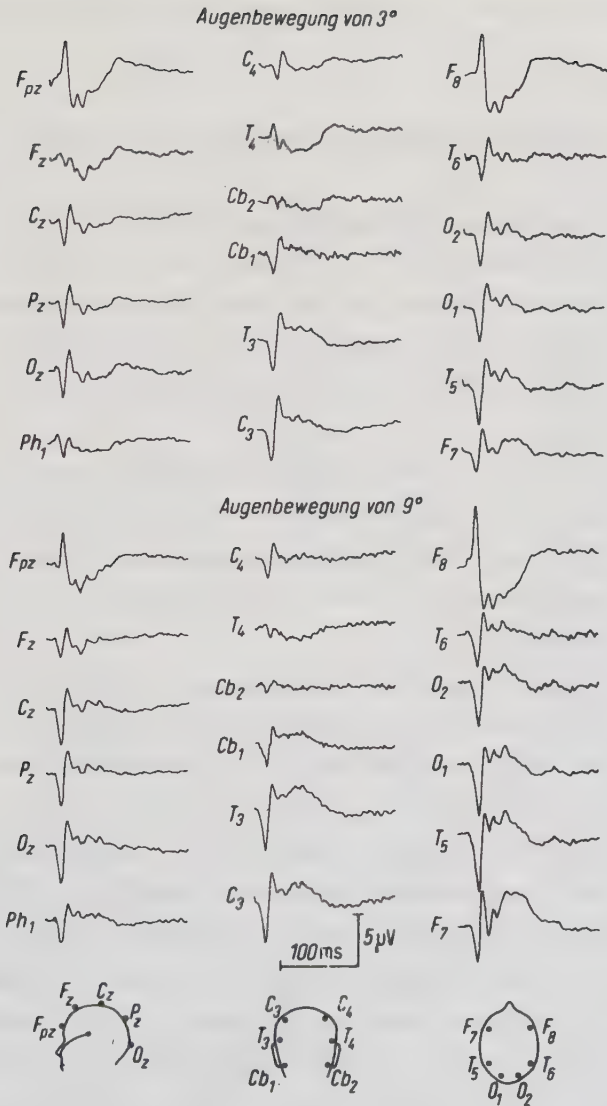


Abb. 14: Die in 3 Schnittebenen am Schädel gemessenen motorischen Komponenten a_1a_2 , b und c für Sakkadengrößen von 3° und 9°.

gemessen werden, die anderen waren jedoch so nicht registrierbar.

3.3 Abhängigkeit der motorischen Komponenten von der Sakkadenrichtung

3.3.1 Darstellung der Potentialverteilung

Werden Sakkaden von 6° von der Ruhelage aus nach links und dann von der Ruhelage aus nach rechts ausgeführt, dann verändern sich die Amplituden und die Polaritäten an bestimmten Ableitestellen. Dies wird für die Komponente $a_1 a_2$ in der Abb. 15 gezeigt.

Die Potentiale in den 3 Spalten entsprechen wieder den Ableitungen in den 3 Schnittebenen, von denen jeweils 2 (für Augenbewegungen nach links und rechts) pro Versuchssitzung gemessen werden konnten, so daß für diese Versuchsreihe 3 Sitzungen notwendig waren.

In der sagittalen Ebene (erste Spalte) zeigen sich in den Polaritäten keine Unterschiede. In der frontalen Ebene (zweite Spalte) sind die beiden auf der rechten Seite des Schädels liegenden Punkte T_4 und Cb_2 bei einer Bewegung nach links positiv, bei einer Bewegung nach rechts negativ. Entsprechend ist der auf der linken Schädelseite liegende Punkt C_3 bei einer Bewegung nach links negativ, bei einer Bewegung nach rechts positiv. In der horizontalen Ebene (dritte Spalte) ist der auf der rechten frontalen Seite liegende Punkt F_8 bei einer Bewegung nach links positiv, bei einer Bewegung nach rechts negativ. Für den links liegenden frontalen Punkt F_7 gilt das Umgekehrte. Um auch langsame Potentialveränderungen zu zeigen, wurden die Ableitungen in Abb. 15 durch Gleichspannungsverstärkung gemes-

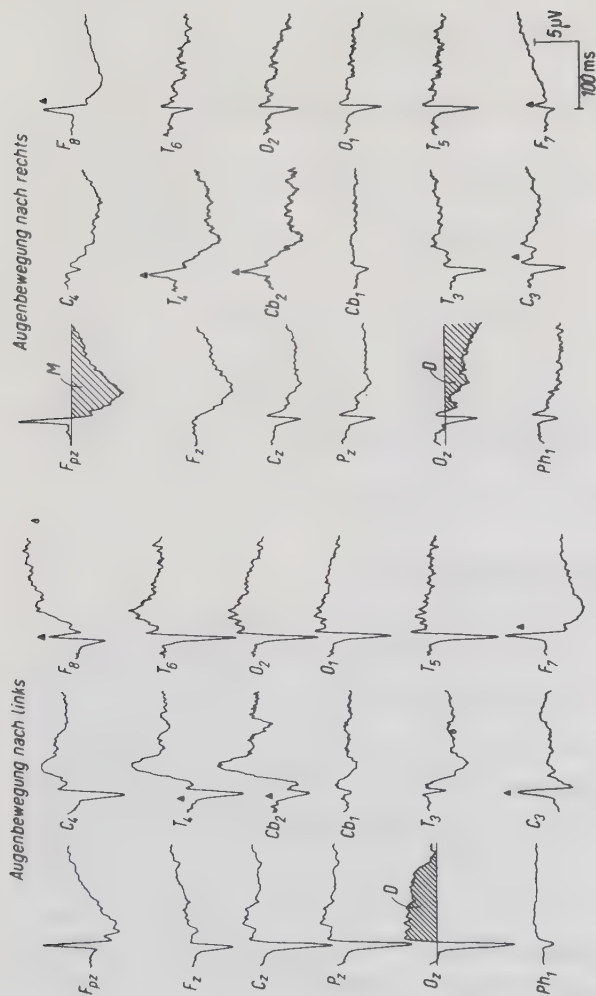


Abb. 15: Motorische Potentiale bei Augenbewegungen von 6° nach links und nach rechts. An den mit $\blacktriangle$ gekennzeichneten Stellen entsteht bei Änderung der Augenrichtung ein Polartätswechsel. Da die untere Grenzfrequenz des Verstärkers bei 0,2 Hz lag, sind Gleichspannungseffekte noch zu erkennen. D = Dipoleffekt, M = Muskelaktivität.

sen. Die in den anderen Darstellungen angegebenen Meßergebnisse wurden alle mit Wechselspannungsverstärkung gewonnen, da bei Gleichspannungsverstärkung - wie im methodischen Teil erläutert - das Signalrauschverhältnis zu klein war, so daß auch bei Messungen an einer ausgeruhten Versuchsperson keine weiteren motorischen Potentiale gemessen werden konnten.

Bemerkenswert ist die in Abb. 15 erkennbare Unsymmetrie:

Die Komponente a_1a_2 besitzt in fast allen Ableitestellen bei einer Augenbewegung nach links eine größere Amplitude als bei einer Augenbewegung nach rechts. Dies kann nicht auf eine zu starke Streuung der Spannungswerte zurückgeführt werden, da die Meßreihe für Augenbewegungen nach links noch einmal - allerdings bei derselben Versuchsperson - wiederholt wurde, während für die Augenbewegung nach rechts 4 Meßreihen vorlagen, die die gleichen Resultate zeigten.

3.3.2 Darstellung im Vektordiagramm

Um eine anschauliche Darstellung der Spannungsverteilung am Schädel in den verschiedenen Phasen der Augenbewegung zu gewinnen, werden die Spannungsamplituden der Komponenten a_1a_2 , b und c in Polarkoordinaten aufgetragen. Der Koordinatenursprung des Diagramms entspricht der Referenzspannung bei den Ableitungen. Die gemessene Spannung bezüglich dieses Punktes wird vom Ursprung als Strecke in der Richtung abgetragen, welche die Ableitestelle in einer der drei genannten Ebenen besitzt. Auf diese Weise werden in der sagittalen Ebene sechs Spannungsponenten an den Punkten F_{p_z} , F_z , C_z , P_z , O_z , Ph_1 eingetragen. In der frontalen Ebene werden die mit der sagittalen Ebene gemeinsamen Punkte Ph_1 und C_z mit übernommen, so

daß in dieser acht Spannungskomponenten an den Punkten T_3 , C_3 , C_z , C_4 , T_4 , Cb_2 , Ph_1 , Cb_1 auftreten. In der horizontalen Ebene werden die mit den anderen Ebenen gemeinsamen Punkte T_3 , Fp_z , T_4 , O_z mit übernommen, so daß in dieser zehn Komponenten an den Punkten T_3 , F_7 , Fp_z , F_8 , T_4 , T_6 , O_2 , O_z , O_1 und T_5 erscheinen.

Abb. 16 zeigt die Spannungsverteilung von a_1 und a_2 am Schädel zu Beginn einer Augenbewegung von 6° nach rechts. Diese Verteilung wurde in drei Versuchssitzungen an verschiedenen Tagen gewonnen. Sie wurde viermal wiederholt, wobei sich eine Reproduzierbarkeit der Potentiale mit einer Streuung von $0.8 \mu V$ ergab. In der sagittalen Ebene (oberste Reihe) sind die Spannungen für a_1 frontal (Fp_z) maximal negativ und occipital (O_z) maximal positiv.

In den frontalen und horizontalen Ebenen (mittlere und unterste Reihe) zeigt sich eine unsymmetrische Spannungsverteilung für a_1 , bei der die fronto-temporalen Gebiete (Fp_z , F_8 , T_4) der rechten Schädelseite verstärkt negativ, die diametral gegenüberliegenden occipito-temporalen Gebiete (T_5 , T_3 , C_3) verstärkt positiv erscheinen.

Die Unsymmetrie der Spannungsverteilung wird durch die Richtung der Augenbewegung bewirkt, wie aus den frontalen und horizontalen Schnitten in Abb. 17 für das Potential a_1 zu ersehen ist. Bei einer Bewegung nach links sind die fronto-temporalen Gebiete (Fp_z , F_7 , T_3) der linken Schädelhälfte verstärkt negativ, die diametral gegenüberliegenden occipito-temporalen Gebiete (T_6 , T_4) verstärkt positiv. Bei einer Bewegung nach rechts ergibt sich die oben beschriebene Verteilung.

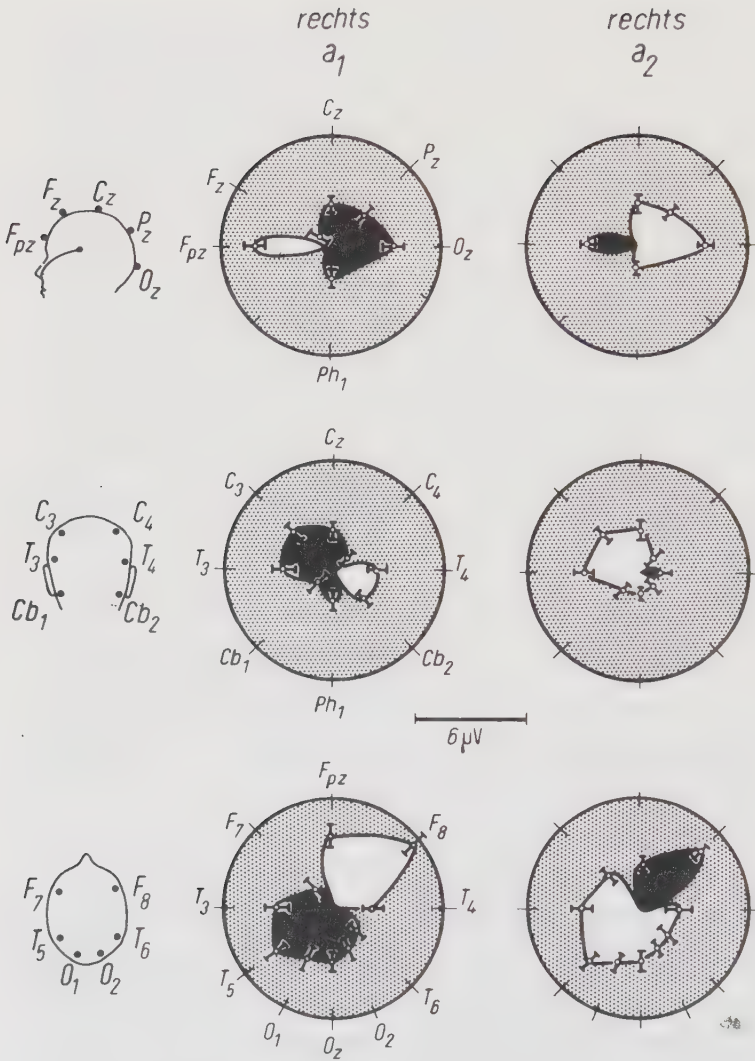


Abb. 16: Amplituden (weiß = negativ, schwarz = positiv) von a_1 und a_2 bei einer Augenbewegung von 6° nach rechts in einer sagittalen, frontalen und horizontalen Ebene.

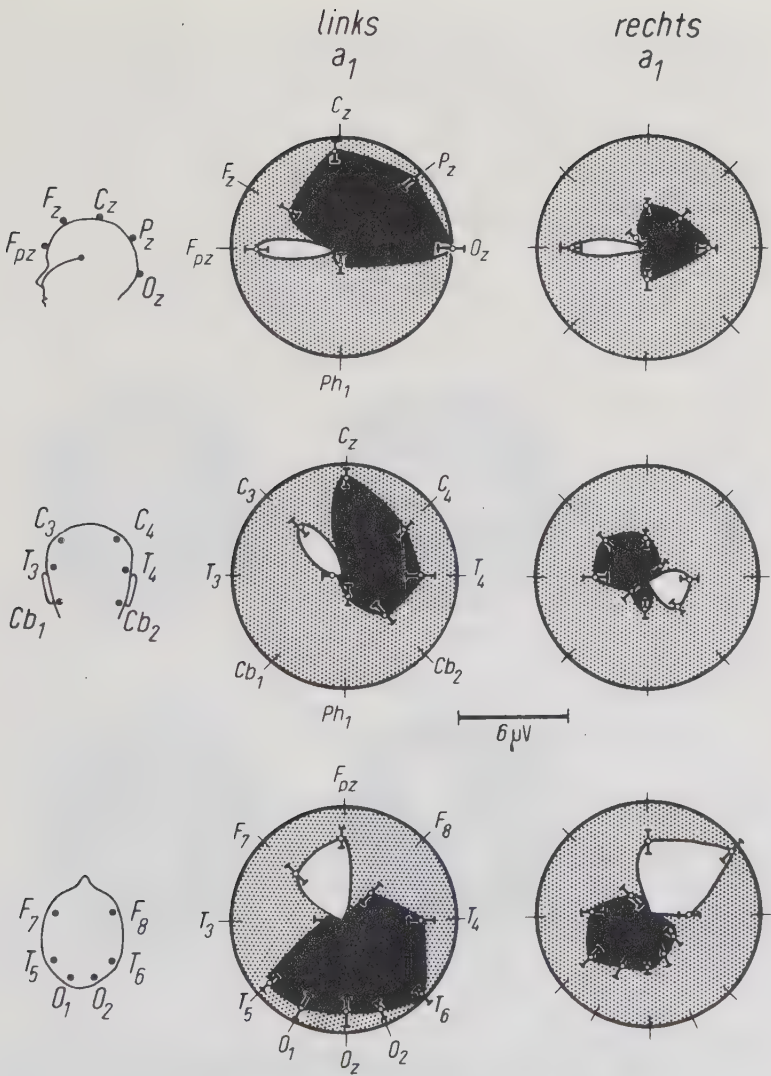


Abb. 17: Amplituden von a_1 bei einer Augenbewegung von 6° nach links und nach rechts in 3 Ebenen.

Die Amplitudenverteilung für das zeitlich etwa in der Mitte der Sakkade auftretende Potential b besitzt eine ähnliche Gestalt wie die von $a_1 a_2$. Dies ist in Abb. 18 zu sehen. In der sagittalen Ebene zeigt sich wieder ein frontales (F_{pz}) und ein occipitales (O_z) Maximum.

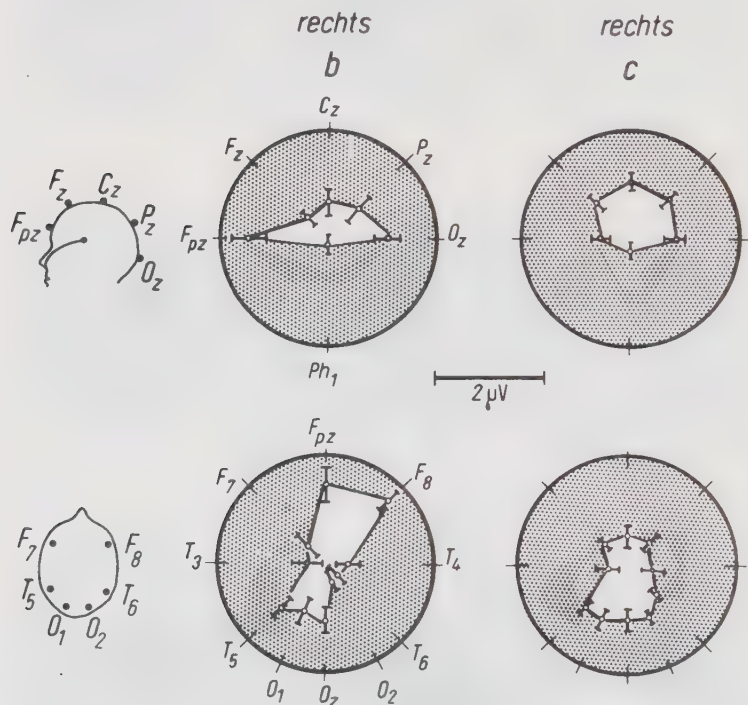


Abb. 18: Amplituden von b und c einer Augenbewegung von 6° nach rechts in 3 Ebenen (in der frontalen Ebene sind keine Werte eingetragen, da sie nicht mit genügender Sicherheit bestimmbar waren).

In der horizontalen Ebene treten hohe Amplituden an den Stellen Fp_z , F_8 , T_5 , O_1 , O_z auf. Es entstehen also bei einer Augenbewegung nach rechts Maxima der Spannung dieser Komponente in den fronto-temporalen Gebieten der rechten Schädelhälfte und den diametral gegenüberliegenden occipito-temporalen Gebieten der linken Schädelhälfte.

In der frontalen Ebene konnten wegen der schon beschriebenen Störungen, die durch die Potentiale der Kopfmuskulatur entstanden, die Komponenten b und c an einigen Stellen nicht mit genügender Sicherheit bestimmt werden. Jedoch kann aus den sagittalen und horizontalen Verteilungen von b ähnlich wie bei a_1a_2 eine Abhängigkeit der Amplitude von der Sakkadenrichtung ersehen werden.

Gegen Ende der Sakkade tritt das Potential c auf (Abb. 18). Die Messung von c macht in den frontalen Gebieten (F_7 , Fp_z , F_8) Schwierigkeiten, da hier eine starke Überlagerung der Aktivität der Augenmuskulatur eintritt. Man kann jedoch die Amplitude extrapolieren.

Die so gewonnene Verteilung zeigt keine Richtungsabhängigkeit, doch kann eine solche aufgrund dieser Auswertung nicht ausgeschlossen werden.

Ebenso wie bei b sind einige Punkte in der frontalen Ebene nicht mit genügender Sicherheit bestimmbar.

3.4 Sensorische Komponenten des Augenbewegungspotentials

Bei der Untersuchung der afferenten visuellen Eingangsinformation wurde mittels des beschriebenen Simulationsverfahrens bei fixierendem Auge eine retinale Bildverschiebung von gleicher Größe wie bei bewegtem Auge erzeugt. In diesem Fall entsprechen die gemessenen Aktivitäten einer ausschließlichen

Verarbeitung von Eingangsinformation. Sie wird untersucht durch Messung der Gehirnpotentiale an den bei der Motorik beschriebenen Ableitestellen. Jedoch wird auf die Messung in einer frontalen Ebene verzichtet.

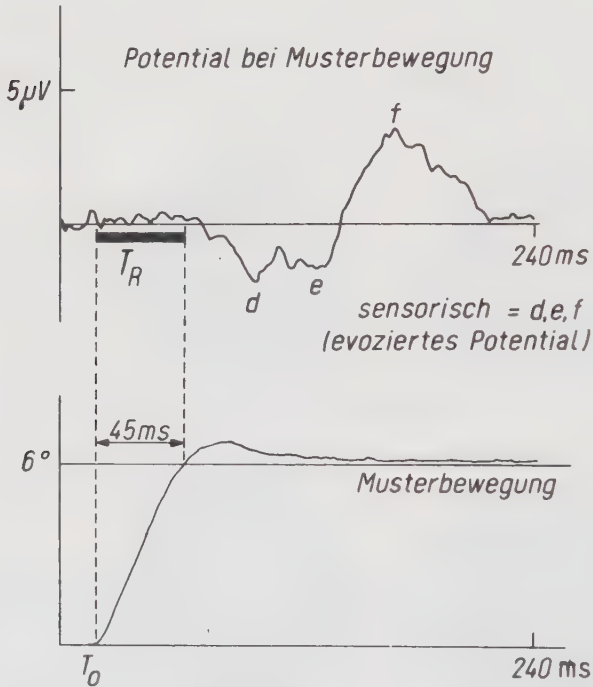


Abb. 19: Eine Musterbewegung von 6° (unten) bewirkt am Occiput (O_1) ein visuell evoziertes Potential, bei dem 3 Komponenten d, e, f unterschieden werden können (oben).

Abb. 19 zeigt den zeitlichen Verlauf einer Musterbewegung, welcher die Verschiebung des auf der Netzhaut abgebildeten Musters bei Augenbewegungen simuliert.

Die in einem Zeitbereich von 240 ms gemessene neuronale Aktivität besteht aus drei Komponenten, die als d, e, f-Welle bezeichnet werden.

Die d-Welle ist positiv. Sie beginnt 50 ms nach Bewegungsbeginn (T_0) und erreicht nach 80 ms ihr Maximum von ca. $2 \mu V$. Die e-Welle ist ebenfalls positiv. Sie beginnt 85 ms (extrapoliert) nach T_0 und erreicht nach 105 ms ihr Maximum von ca. $2 \mu V$. Die f-Welle ist negativ. Sie folgt der e-Welle und hat eine Dauer von ca. 50 ms und erreicht nach 150 ms ihr Maximum von ca. $4 \mu V$.

3.5 Sensomotorische Komponenten des Augenbewegungspotentials

Erfolgt die Bewegung im Hellen bei Darbietung eines Musters, wird die visuell afferente Eingangsinformation gleichzeitig mit der motorisch efferenten Ausgangsinformation verarbeitet. Abb. 20 zeigt den Spannungsverlauf, die einer Augenbewegung entspricht, die von der Ruhestellung nach rechts um einen Winkel von 6° und einer Dauer von ca. 45 ms durchgeführt wird. Aufgrund der zuvor gemessenen nur der Motorik bzw. nur der visuellen Verarbeitung zugeordneten Aktivitäten können einzelne Komponenten des Augenbewegungspotentials der Eingangs- bzw. der Ausgangsinformationsverarbeitung zugeordnet werden. Dementsprechend sind in Abb. 20 die vier frühen Komponenten rein motorisch und werden analog zu Abb. 11 mit $a_1 a_2$, b und c bezeichnet. Die drei späten Komponenten sind rein visuell-sensorisch und werden analog zu Abb. 19 mit d, e und f bezeichnet.

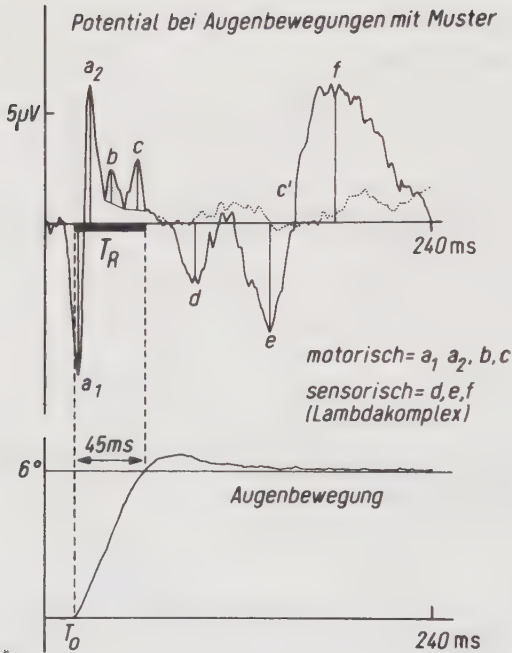


Abb. 20: Eine Augenbewegung im Hellen (unten) erzeugt ein Potential (oben), in dem drei motorische (a_1, a_2, b und c) und drei sensorische (d, e, f) Komponenten unterschieden werden können. Die motorische Welle c' ist zusätzlich angedeutet (gepunktet). Ableitung am Occiput (O_2).

Die Potentiale a_1, a_2, b und c , die der Verarbeitung der effektiven Ausgangsinformation zugeordnet sind, zeigen keinen Unterschied zum rein motorischen Fall, wie man in den Abb. 11 bzw. Abb. 20 erkennen kann. Die Welle c' (angedeutet in Abb. 20) jedoch ist bei zusätzlicher visueller Datenverarbeitung nicht meßbar, da sie zeitlich mit dem d-f-e-Komplex zusammen-

fällt.

Die Potentiale d,e,f sind Ausdruck der Verarbeitung der afferenten Eingangsinformation. Vergleicht man ihr Verhalten mit dem rein sensorischen Fall, findet man, daß im sensomotorischen Potential die d-Welle unverändert bleibt, während die Latenzen von e und f um ca. 20 ms vergrößert sind, d.h. die zugrunde liegenden Prozesse später einsetzen.

3.6 Vergleich der sensomotorischen mit den sensorischen Komponenten

Um festzustellen, ob, wann und wo eine Modifikation der visuellen Eingangsinformation durch die motorische Ausgangsinformation erfolgt, muß die eben beschriebene Verarbeitung der visuellen Signale bei retinaler Bildverschiebung durch Musterbewegungen verglichen werden mit derjenigen bei Augenbewegungen.

Bei der Amplitudenverteilung tritt in der sagittalen Schnittebene am Schädel die e-Welle im sensorischen Fall (evoziertes Potential) nur in der occipitalen Ableitestelle auf (O_z), während sie an den parieto-occipitalen Ableitestellen C_z und P_z nicht erscheint.

Im sensomotorischen Fall (Lambda Potential) dagegen, ist die e-Welle in der ganzen sagittalen Ebene an den Punkten C_z und P_z und mit einem Maximum am occipitalen Ableitepunkt O_z zu messen, d.h. es kommt zu einem verstärkten Auftreten der e-Welle im Lambdapotential, was einer Aktivitätssteigerung in parieto-occipitalen Gebieten entspricht.

Abb. 21 zeigt diesen Effekt für zwei verschiedene visuelle Reize, die durch Bewegung eines Schachbrettmusters bzw. eines

Streifenmusters von 6° auf der Netzhaut bewirkt werden. Mißt man die Verteilung der e-Welle auch in der horizontalen Schnittebene (Abb. 23 rechtes Bild), so können sowohl für den sensorischen als auch für den sensomotorischen Fall in den occipito-temporalen Gebieten corticale Aktivitäten festgestellt werden. Ebenso wie bei der Verteilung in der sagittalen Richtung sind in den Ableitpunkten der horizontalen Ebene die Amplituden der e-Welle für den ersten Fall kleiner. Diese Eigenschaft der e-Welle wird in Abb. 22 sowohl in einem Diagramm als auch geometrisch anschaulich dargestellt.

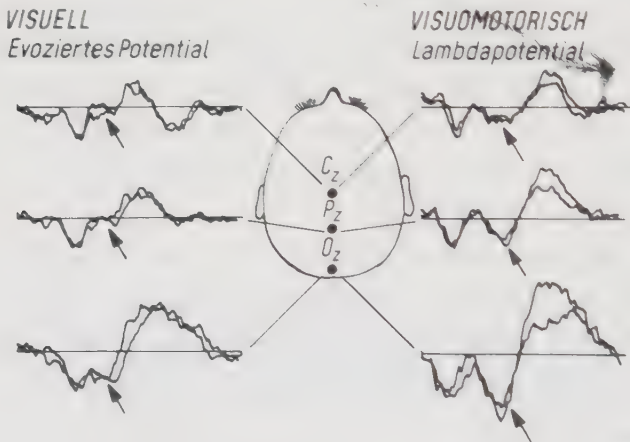


Abb. 21: Bei der gleichzeitigen Verarbeitung von visueller und motorischer Information (rechts) kommt es im Gegensatz zu einer rein visuellen Informationsverarbeitung (links) beim Auftreten der e-Welle (Pfeil) zu einer Aktivitätssteigerung in parieto-occipitalen Gebieten des Cortex (C_z , P_z , O_z). (Die zeitliche Darstellung beginnt erst bei ca. 40ms).

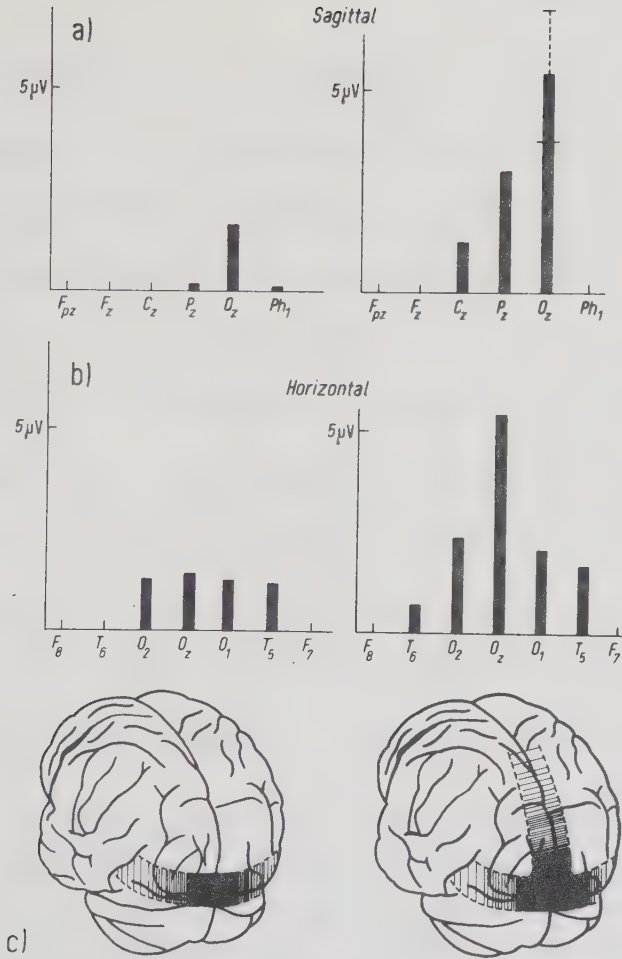


Abb. 22: Amplitudenverteilung der e-Welle des evozierten Potentials (links) und des Lambdapotentials (rechts) in einer sagittalen (a) und einer horizontalen (b) Ebene.
Anschauliche Darstellung der Verteilung der Aktivität der e-Welle am Cortex (c).

3.7 Parieto-occipitale Aktivität bei verschiedenen optischen Reizen

Um zu prüfen, ob die unterschiedliche corticale Aktivität in parieto-occipitalen Gebieten im sensorischen und sensomotorischen Fall von der Art der visuellen Information abhängt, werden verschiedene Reize durch verschiedene Reizmuster und verschiedene Bewegungsrichtungen gesetzt.

Dazu werden in einer Versuchssitzung zunächst mit einem Schachbrettmuster von 6° 400 Augenbewegungen von 6° nach rechts im Hellen ausgeführt, dann die entsprechenden Musterbewegungen nach links, schließlich noch Augenbewegungen von 6° nach rechts im Dunkeln.

Abb. 23 links zeigt die so gewonnenen motorischen, sensorischen und sensomotorischen Potentialverteilungen in einer sagittalen Ebene. Die motorischen Potentiale $a_1 a_2$, b und c besitzen wie schon erwähnt in den motorischen und sensomotorischen Potentialverteilungen keine signifikanten Unterschiede. Bei der e-Welle ist die beschriebene unterschiedliche corticale Aktivität im Lambda- und evozierten Potential zu beobachten.

In den folgenden Versuchssitzungen wurden nur die sensorischen und sensomotorischen Potentialverteilungen gemessen. Die motorische Potentialverteilung der Abb. 23 wurde in der Abb. 24 und der Abb. 25 übernommen. Pro Versuchsbedingung wurde eine Messung durchgeführt. Diese wurde nicht wiederholt, da die Potentiale bei den verschiedenen Versuchsbedingungen, die an verschiedenen Tagen getestet wurden, stets den gleichen Verlauf zeigten, so daß die Ergebnisse als genügend statistisch gesichert betrachtet werden konnten.

Wie auf Abb. 23 links und Abb. 24 links zu sehen ist, tritt die unterschiedliche corticale Aktivierung im sensorischen und sensomotorischen Fall unabhängig davon ein, ob der visuelle Reiz durch ein Schachbrettmuster von 6° oder ein Streifenmuster von 6° erzeugt wird. Das gleiche gilt bei Veränderung der Ortsfrequenz des Musters. Abb. 25 zeigt das dementsprechende Verhalten der e-Welle bei einem Schachbrettmuster von 3° (links) und einem Streifenmuster von 3° (rechts). Schließlich wird noch nachgewiesen, daß der Effekt unabhängig von der Richtung der Verschiebung des Bildes auf der Netzhaut ist. Abb. 24 zeigt dies am Beispiel eines Streifenmusters bei 6° bei einer Augenbewegung nach rechts und dann nach links.

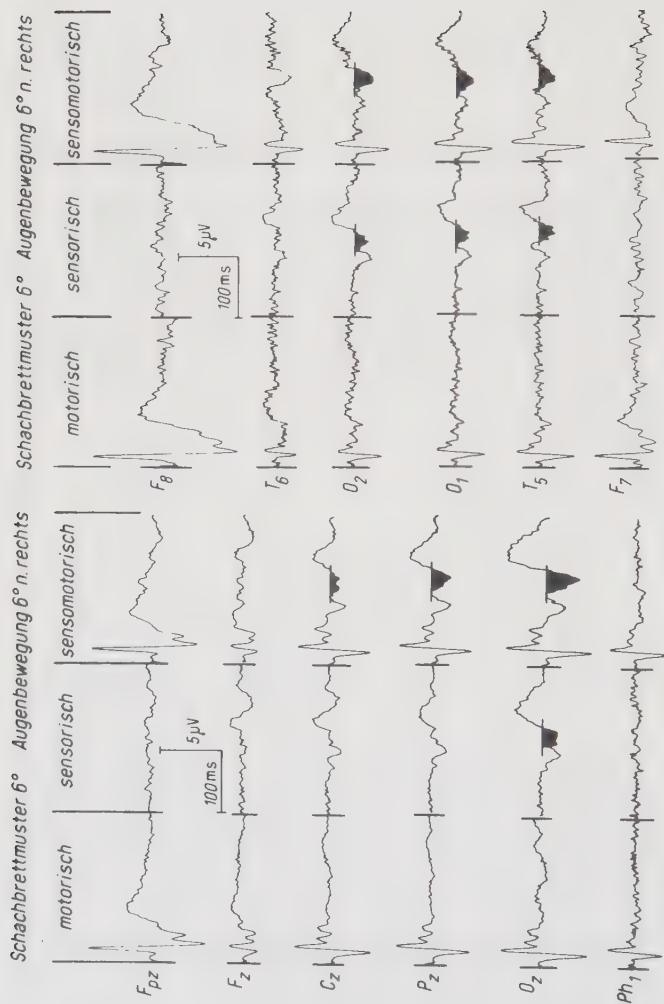


Abb. 23: Potentiale bei motorischer, sensorischer und sensorimotorischer Informationsverarbeitung in einer sagittalen (links) und horizontalen (rechts) Ebene. Die Aktivität der e-Welle (schwarz) ist in der sagittalen Ebene im sensorimotorischen Fall stärker ausgeprägt als im sensorischen. In der horizontalen Ebene ist sie für beide Fälle gleich.

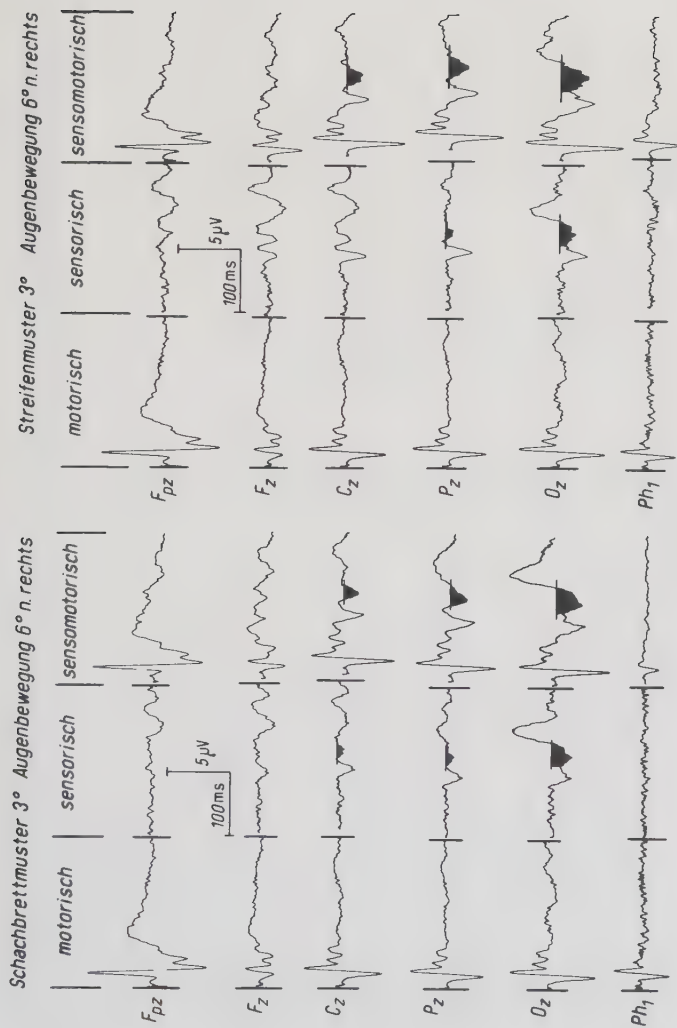


Abb. 25: Die verstärkte Aktivität in parieto-occipitalen Gebieten im Lambdapotential tritt sowohl bei einem Schachbrettmuster von 3° (links) als auch bei einem Streifenmuster von 3° (rechts) auf.

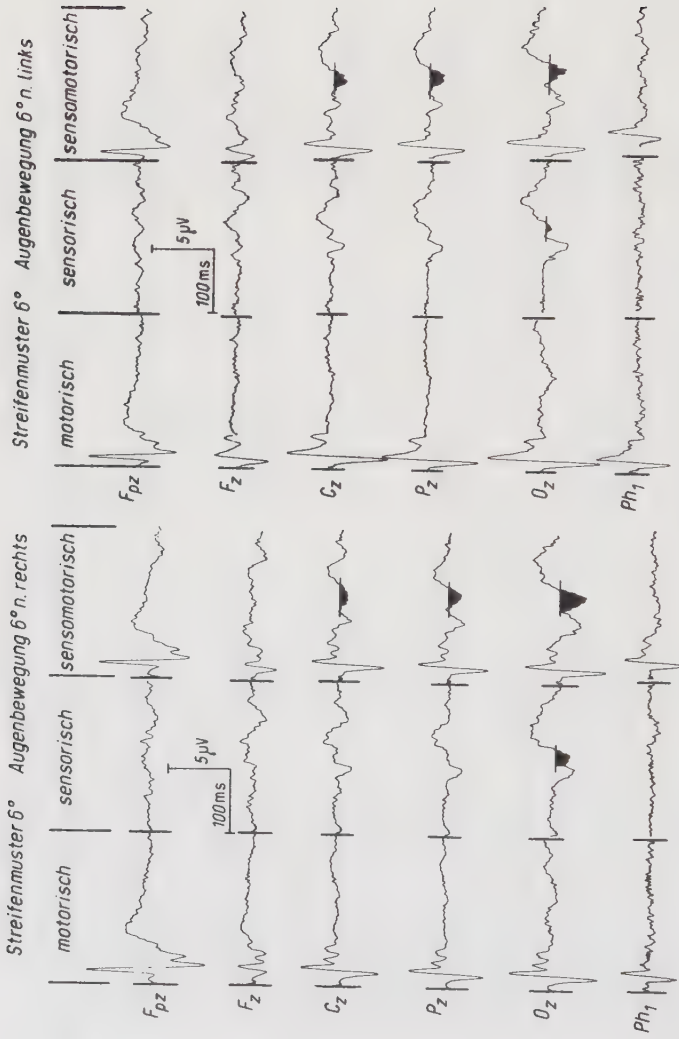


Abb. 24: Die verstärkte Aktivität an parieto-occipitalen Gebieten im Lambdapotential tritt sowohl bei Augenbewegungen nach rechts (linkes Bild) als auch bei Augenbewegungen nach links (rechtes Bild) auf.

4. Diskussion

4.1. Lokalisation der einzelnen Komponenten

Sakkadensynchrone Potentiale wurden schon von anderen Autoren beschrieben. KURTZBERG und VAUGHAN 1977 messen ein motorisches Potential, dessen Quelle sie aufgrund von Vergleichen mit theoretisch berechneten Potentialfeldern (VAUGHAN 1974) hauptsächlich in den corticalen frontalen und parietalen Augenfeldern annehmen. RIGGS, MERTON und MORTON 1974 beschreiben zu Beginn einer Sakkade in occipitalen Gebieten eine Potentialspitze, für die sie einen subcorticalen Ursprung diskutieren. Aufgrund der hier vorliegenden Ergebnisse soll gezeigt werden, daß die motorischen Komponenten des Augenbewegungspotentials in subcorticalen, die sensorischen in corticalen Gebieten lokalisiert werden können.

Die motorischen Potentiale sind nachweisbar am Vertex, am Occiput, an den lateralen Schädelgebieten und an der Basis des Gehirns. Komponenten mit gleicher Polarität besitzen ferner an allen Stellen des Schädels die gleiche Latenz (Abb.26).

Dies deutet darauf hin, daß es sich bei a_1 , a_2 , b und c um Spannungsschwankungen aus tieferen Zentren handeln könnte, die passiv durch die Gehirnmasse zur Oberfläche geleitet werden.

In Mikroelektrodenuntersuchungen zeigten FUCHS und LUSCHEI 1970 für Entladungen im Abducensnerv, SCHILLER 1970 für die Aktivitäten der Augenmuskelkerne, HENN 1976 für die pontine formatio reticularis, WURTZ 1972 für den colliculus superior und COHEN und FELDMAN 1968 für das geniculatum laterale, daß die Zentren des Hirnstamms, welche die Informationsverarbeitung für die Sakkadenbildung ausführen, zum großen Teil 2 ms bis 12 ms vor der Augenbewegung mit maximalen Entladungsarten feuern. Ihre Aktivitäten sind also von der Größe der Sakkade unabhängig.

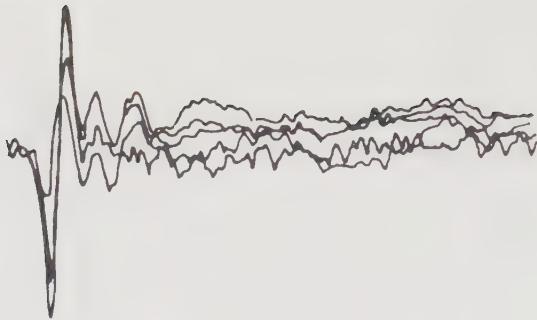


Abb.26: Ableitungen gleicher Polarität für a_1 a_2 zeigen an allen Ableitestellen die gleiche Latenz² bezüglich des Sakkadenbeginns

Da auch die Amplituden der motorischen Komponenten a_1 a_2 , b und c von der Sakkadengröße unabhängig sind (z.B. Abb.12) kann dies als weiterer Hinweis für ihren subcorticalen Entstehungsort gedeutet werden.

Auch die Spannungsverteilung der Potentiale a_1 a_2 und b weist auf einen nicht corticalen Ursprung dieser Komponenten hin: Wie z.B. Abb.15 zeigt, ändern große Bereiche der Schädeloberfläche abhängig von der Sakkadenrichtung die Polarität. Bei einem corticalen Entstehungsort dieser Potentiale müßte eine sehr große Anzahl benachbarter Nervenzellen in der Hirnrinde bei Änderung der Sakkadenrichtung synchron ihr Entladungsmuster ändern.

Ein solches Verhalten ist aus Mikroelektrodenuntersuchungen nicht bekannt.

Die Verteilung ist jedoch erklärbar, wenn man in tieferen Zentren des Gehirns ein eng lokalisiertes Gebiet annimmt, dessen

Aktivität eine Polarität zeigt, die von der Sakkadenrichtung abhängig ist und durch passive Volumenleitung durch die Gehirnmasse auch die Spannungsverteilung an der Schädeloberfläche bestimmt.

In den frontalen und occipitalen Gebieten zeigen die Komponenten a_1 , a_2 und b erhöhte Amplituden.

Dies kann durch zusätzliche corticale Aktivitäten in den frontalen und parietalen Augenfeldern (PENFIELD und BOLDREY 1937, CROSBY et al. 1952) bedingt sein, da aus Einzelzellableitungen bekannt ist, daß der Cortex auch noch während einer Sakkade bewegungssynchrone Aktivität zeigt (BIZZI 1968, BIZZI und SCHILLER 1970 u.a.).

Die motorische Komponente c' ebenso wie die sensorischen Komponenten e , f und g treten nur in occipitalen Bereichen des Schädels auf. Sie sind nicht frontal und nicht an der Basis des Gehirns meßbar, so daß man eine corticale Entstehung annehmen kann.

Dies ist auch die in der Literatur vertretene Auffassung über die Quellen des Lambdapotentials (MORTON und COBB 1973, REGAN 1972) und des evozierten Potentials.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß die Spannungsquellen für die motorischen Komponenten a_1 , a_2 , b und c in subcorticalen Gebieten liegen, wobei corticale Anteile nicht auszuschließen sind; die motorische Komponente c' und die sensorischen Komponenten e , f und g dagegen einen corticalen Ursprung haben.

Abb.27 zeigt als Ursprung für die motorischen Komponenten an

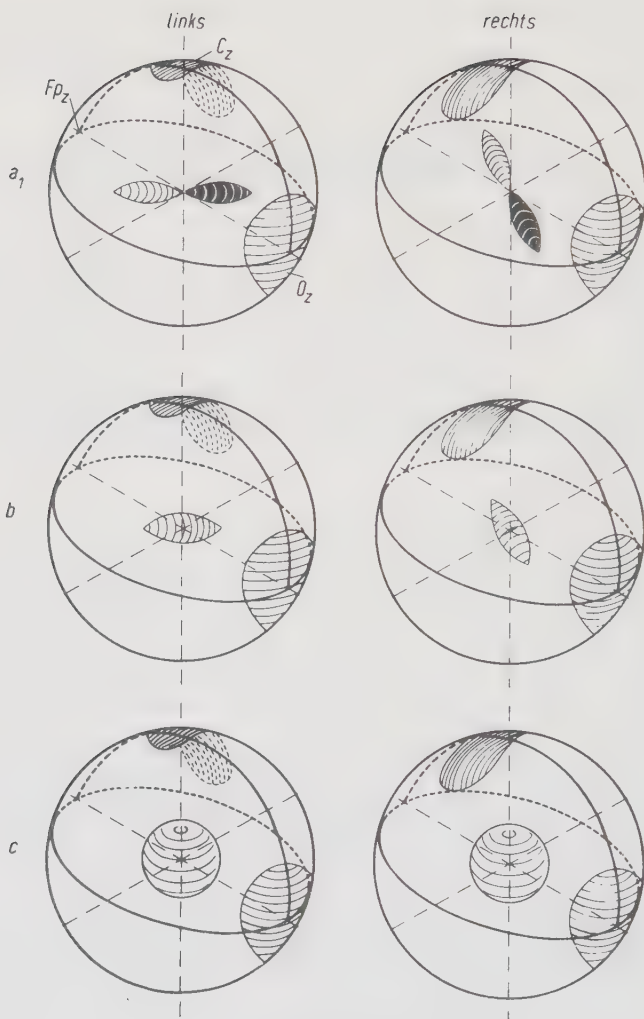


Abb. 27: Räumliche Darstellung der Spannungsverteilungen der motorischen Komponenten a_1 , b und c für Augenbewegungen nach links und nach rechts; a_1 (weiß=negativ, schwarz=positiv) und b kann durch einen Spannungsvektor im Inneren eines Volumenleiters (Hirnstamm) dargestellt werden. Zusätzlich sind noch mögliche corticale Anteile in frontalen und occipitalen Gebieten angedeutet.

der Schädeloberfläche einen subcortical lokalisierten Spannungsvektor, sowie zusätzlich mögliche corticale Aktivitäten.

4.2 Nichtneurogene Anteile im Augenbewegungspotential

Das motorische Kommando bewirkt bei einer willkürlichen Augenbewegung wie gezeigt sowohl in der Hirnrinde (Cortex) als auch in tiefer liegenden Zentren (Hirnstamm) neuronale Prozesse. Zusätzlich entstehen bei der Drehung des Auges nichtneuronale elektrische Aktivitäten. Dies ist einmal das Elektrookulogramm und zum anderen Potentiale der Augenmuskulatur.

4.2.1 Das Elektrookulogramm

Am unbelichteten Auge besteht zwischen der Hornhaut (positiv) und dem Augenhintergrund (negativ) eine Potentialdifferenz so, daß das Auge wie ein Dipol wirkt, und bei seiner Bewegung eine Spannungsschwankung am Schädel erzeugt (Elektrookulogramm). Sie hat den gleichen zeitlichen Verlauf wie die Augenbewegung, beginnt mit der Augenbewegung bei T_0 , besteht nach der Sakkade als Gleichspannung bis die Blickrichtung wieder geändert wird und steigt mit Zunahme der Sakkadengröße an. Die Stärke des Dipols ist abhängig von der retinalen Beleuchtungsstärke. Sie erreicht nach Dunkeladaptation ein Minimum von 0.4 mV und erhöht sich bei Zunahme der Lichtintensität bis auf 1.5 mV (HOCHGESAND 1972). Die gemessenen motorischen Komponenten dagegen besitzen eine Dauer von ca. 8 ms, sie beginnen 8 ms vor der Augenbewegung und sind sowohl von der Sakkadengröße als auch von der Beleuchtungsstärke unabhängig.

Daraus kann geschlossen werden, daß die Potentiale a_1, a_2, b und c nicht durch das Dipolfeld des Auges bewirkt werden können.

4.2.2 Das Augenmuskelpotential

Bei der Kontraktion der Augenmuskulatur (z.B. M.rectus lateralis bei einer Augenbewegung des rechten Auges nach rechts) entstehen in dieser Aktionspotentiale, die sich insbesondere in frontalen Ableitestellen (z.B. Fp_z) der neuronalen Aktivität und der Augen-

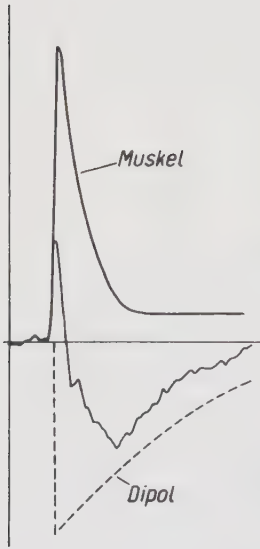


Abb. 28: Der Potentialverlauf in frontalen Gebieten kann dargestellt werden als Überlagerung von einem Muskel- und einem Dipolanteil

nach den Messungen von BACH-Y-RITA und ITO 1966 einen schnellen Anstieg der Aktivität in 5 ms und einen langsamen Abfall mit einer Abklingkonstanten von 7 ms.

Die Dipolspannung besitzt wegen der Wechselspannungsableitung der Gehirnpotentiale den in Abb. 28 angegebenen Verlauf.

Der Potentialverlauf in einer frontalen Ableitestelle (z.B. Fp_z in Abb. 15) kann dargestellt werden als Überlagerung aus einem Dipol- und einem Muskelanteil (neurogene Anteile nicht berücksichtigt).

Da die Muskelaktivität vor der Bewegung beginnt und das Dipolpotential gleichzeitig mit der Bewegung, kann durch Überlagerung beider Komponenten

in frontalen Gebieten eine Spannungsspitze entstehen (Abb. 28).

BECKER und KORNHUBER et al. 1972 interpretieren die mit Sakkadenbeginn entstehende Potentialzacke als Abbild der Augenmuskelaktivität. Diese müßte jedoch, da sie einen Dipolanteil enthält,

wieder von der Größe der Augenbewegung und der Beleuchtungsstärke abhängig sein. Da bei den gemessenen Potentialen dies nicht der Fall ist, besitzt die Muskelaktivität keinen wesentlichen Anteil an der a_1a_2 -Welle, so daß man einen neurogenen Ursprung der gemessenen motorischen Komponenten annehmen kann.

Möglicherweise wird aber die Erhöhung der Amplitude von a_1a_2 in frontalen Gebieten durch die beschriebene Überlagerung von Muskel- und Dipolanteilen bewirkt.

4.3. Deutung der sensomotorischen Komponenten des Augenbewegungspotentials

4.3.2 Subcorticaler Anteil der Efferenz

Welle a_1a_2 , b:

Das Anfangspotential a_1a_2 ist gekennzeichnet durch eine biphasische Polarität, eine Verteilung, die von der Augenrichtung abhängig ist, eine Entladung, die 8 ms vor der Augenbewegung beginnt und an allen Ableitestellen des Schädels bezüglich T_0 mit gleicher Latenz auftritt, sowie durch eine nur geringe Abhängigkeit der Amplitude von der Sakkadengröße.

Die a_1a_2 -Welle bestimmt den Bewegungsbeginn, die der Kontraktion des agonistischen Muskels am Auge entspricht und kann nach den vorausgehenden Betrachtungen als subcorticale neuronale Aktivität angesehen werden.

Das zweite Potential b tritt ca. 25 ms nach a_1a_2 auf. Wie aus der Abhängigkeit von der Amplitude und der Richtung der Sakkade hervorgeht, hat es ähnliche Eigenschaften wie a_1a_2 . Man kann daher annehmen, daß der zugrunde liegende Mechanismus für beide Potentiale der Ausführung der Sakkade zugeordnet ist.

Möglicherweise handelt es sich bei b um eine neuronale Aktivität,

die der Kontraktion des antagonistischen Muskels am Auge entspricht, so daß eine möglichst schnelle Einstellung der Augenbewegung auf den neuen Fixpunkt erreicht wird.

Dies ist auch in Übereinstimmung mit Messungen von SHAKHNOVICH und NEBIERIDZE 1967, die eine Zunahme der Aktivität des antagonistischen Muskels am Ende einer Sakkade beim Kaninchen finden. SCHILLER 1970 berichtet vom Aufhören der Inhibition im Nerven, die den Antagonisten versorgen. Er schließt die Möglichkeit einer antagonistischen Aktivität jedoch nicht aus.

Die Wellen a_1a_2 und b stellen damit den subcorticalen Anteil der Efferenz dar und sind deutbar als Start- und Stopaktivierung des motorischen Systems bei einer sakkadischen Augenbewegung.

4.3.2 Motorische Kontrollsignale

Welle c:

Das dritte Potential c zeigt im Rahmen der Meßgenauigkeit keine Abhängigkeit der Amplitude von der Sakkadenrichtung. Es ändert seine Polarität nicht und tritt gegen Ende der Sakkade auf.

Demzufolge ist es einem Prozess zuzuordnen, der nicht direkt mit der Ausführung der Sakkade gekoppelt ist wie a_1a_2 und b.

Ähnliche Entladungen finden COHEN und FELDMAN 1968 bei Einzelzelleableitungen im sensomotorischen System des Affen:

Neurone im geniculatum laterale, die durch Hirnstammaktivität angeregt werden, feuern richtungsunabhängig monophasisch gegen Ende der Sakkade. Die Folge der während einer Sakkade ablaufenden Prozesse ist derart, daß zunächst die pontine formatio reticularis aktiviert wird, dann die Augenbewegung beginnt und danach gegen Ende der Sakkade das geniculatum laterale angeregt wird.

Welle c' :

Diese langsame Potentialschwankung tritt ca. 100 bis 180 ms nach Bewegungsbeginn auf. Sie ist im Gegensatz zu den anderen motorischen Komponenten, die an allen Ableitestellen meßbar sind, nur am Occiput feststellbar, wo visuelle Information verarbeitet wird.

DUFFY und BURCHFIELD 1975 berichten von einer Beeinflussung der Neurone in occipitalen corticalen Bereichen 100 bis 200 ms nach Sakkadenbeginn. ADEY und NODA 1973, MOHLER 1975 u. a. finden ebenfalls eine Aktivitätssteigerung corticaler Neurone ca. 100 ms nach Bewegungsbeginn.

Offenbar handelt es sich bei der c'-Welle um eine solche corticale Aktivität. Sie tritt ca. 50 ms bis 100 ms nach Beendigung der motorischen Stammhirnaktivität auf. Dies entspricht etwa der Laufzeit der Impulse von augennahen Gebieten des Hirnstamms bis zum Cortex (KORNHUBER 1978).

Aus diesen Befunden kann man schließen, daß es sich bei der c-Welle um eine subcorticale Aktivität des sensomotorischen Systems handelt, die von motorischen Impulsen angeregt wurde. Sie löst rückläufig die corticale Aktivität der c'-Welle aus.

Die Potentiale d, e und f stellen bei Ausführung von Augenbewegungen (sensomotorisch) den corticalen Anteil der Reafferenz dar; ohne Augenbewegungen (sensorisch) bilden sie den corticalen Anteil der Afferenz. Da das Potential c' gleichzeitig mit der e-Welle, die im sensomotorischen Fall modifiziert wird, auftritt (Abb. 20), kann die Hypothese aufgestellt werden, daß die c'-Welle bei Augenbewegungen eine corticale Verarbeitung der visuellen Eingangsinformation bewirkt.

Die Wellen c und c' stellen also motorische Kontrollimpulse dar, die der von TEUBER 1966 postulierten Corollary Discharge oder

der von v. HOLST 1950 postulierten Efferenzkopie entsprechen. Ihre Auslösung erfolgt nach diesem Schema in subcorticalen Gebieten. Die Verarbeitung der reafferenten Information mit diesen motorischen Kontrollimpulsen läuft jedoch nicht auf einer niederen Ebene des ZNS ab, wie es im Reafferenzprinzip angenommen wird, sondern auf corticaler Ebene.

Es gibt eine Reihe von psycho-physischen Erfahrungen, welche diese, aufgrund der gewonnenen Ergebnisse aufgestellte, Hypothese stützen:

So ist bekannt, daß die Raumkonstanz sowohl bei großen Augensakkaden ($>50^\circ$) als auch bei geringer retinaler Beleuchtungsstärke (im skotopischen Sehbereich) nicht mehr gewährleistet ist, d. h. daß sich die Umwelt scheinbar bewegt.

Dies ist erklärbar, wenn man - wie oben ausgeführt - annimmt, daß am Ende der Augenbewegung auf einer niederen Ebene des ZNS Kontrollsignale entstehen, die zum Cortex zurücklaufen und dort nach einer Latenzzeit von ca. 100 ms mit den ebenfalls zum Cortex laufenden retinalen Signalen verrechnet werden.

Mit zunehmender Sakkadengröße von 10° bis 60° steigt auch ihre Dauer von 40 ms bis 160 ms (BECKER 1978) und damit die Latenz des Kontrollsignals.

Mit abnehmender retinaler Beleuchtungsstärke steigt dagegen die Latenz des reafferenten retinalen Signals (EBERSOLE und GALAMBOS 1973).

In beiden Fällen treffen die visuellen Signale und die rücklaufenden Kontrollsignale nicht gleichzeitig im Cortex ein, so daß die für die Raumkonstanz notwendige Verarbeitung nicht erfolgen kann und die Umwelt bewegt erscheint.

4.3.3 Corticale Verarbeitung

Wie geschildert kommt es bei der Verarbeitung von visueller Information bei Augenbewegungen ca. 100 ms nach Bewegungsbeginn zu einer Aktivitätssteigerung im Cortex und zwar in parieto-occipitalen Gebieten, die sich in einer 30 ms andauernden Positivierung dieser Areale bemerkbar macht. Bei Verarbeitung von ausschließlich visueller Information ohne Augenbewegung dagegen zeigen diese Gebiete keine Veränderung der neuronalen Aktivität.

ADEY und NODA 1973 fanden im visuellen Cortex der Katze Neurone, die bei sakkadischen Augenbewegungen 120 ms nach Bewegungsbeginn eine Aktivierung zeigten, bei Bildverschiebung ohne Augenbewegung dagegen gehemmt wurden. Sie wiesen nach, daß die corticale Hemmung durch Reduktion des Informationsflusses durch das geniculatum laterale entsteht.

Man könnte daraus schließen, daß die oben beim Menschen beobachtete Aktivitätsveränderung auch sekundär durch Hemmung oder Aktivierung tieferer Zentren der Sehbahnen entstehen, d.h., daß die beschriebene Verarbeitung visueller Impulse primär subcortical erfolgt.

Tiefere Zentren des ZNS sind wahrscheinlich an der okulomotorisch visuellen Integration mitbeteiligt wie BIZZI 1966, JEANNEROD und PUTKONEN 1971 für das geniculatum laterale und WURTZ 1972 für den colliculus superior zeigten.

Jedoch spricht die Tatsache, daß die Aktivitätsänderung nicht in den occipitalen visuellen, sondern in den parieto-occipitalen Gebieten des Assoziationscortex auftritt, wo keine direkte Projektion zu tieferen Zentren der Sehbahn besteht, dafür daß es sich beim Menschen primär um eine Aktivitätsveränderung des Cortex handelt.

Die parieto-occipitalen Areale des Assoziationscortex dienen nicht allein der Verarbeitung von visuellen Informationen wie die occipitalen Gebiete (Area 17, 18 und 19 nach dem BRODMANN'schen Schema), sondern der gemeinsamen Verarbeitung von Informationen aus verschiedenen Sinneskanälen. In den visuellen Zentren Area 17, 18 und 19 besteht eine direkte Zuordnung von Bereichen auf der Netzhaut zu Bereichen in diesen Zentren ("retinotopie Organisation"). Das bedeutet, daß ein Abbild der Umwelt in diesen Arealen abhängig ist von seiner Projektion auf die Netzhaut. In den Assoziationsgebieten dagegen wird die retinotopie Projektion zunehmend geringer.

Aufgrund von anatomischen Befunden ist anzunehmen, daß in diesem Projektionssystem eine parallele Datenverarbeitung erfolgt (COWEY 1976, BISOP und GOURAS 1972).

Mann kann also folgern, daß die zur Umweltstabilität notwendige Verarbeitung visueller Signale bei Augenbewegungen auf einem sehr hohen und entsprechend komplexen Verarbeitungsniveau (Parallelverrechnung) "oberhalb" der visuellen Zentren erfolgt und zwar auf einer neuronalen Abbildungsebene, in welcher der visuelle Raum unabhängig von seiner Projektion auf der Netzhaut abgebildet ist (nichtretinotop).

Es gibt eine Reihe von Tier- und psychophysischen Versuchen, die auf eine solche Verrechnungsebene oberhalb des visuellen Cortex hindeuten und welche die hier vorgelegten, durch Summenpotentialableitung am Menschen gewonnenen Ergebnisse, stützen:

WURTZ 1969 wies nach, daß die Neurone des primären visuellen Cortex (Area 17) des Affen bei Augen- und bei Musterbewegungen k e i n e unterschiedlichen Entladungsmuster zeigten. Er schloß, daß eine Beeinflussung der visuellen Information von motorischen

Impulsen auf einer höheren Ebene des Cortex oder anderen Teilen des visuellen Systems stattfindet.

BEHRENS und GRÜSSER 1978 folgerten aus psychophysischen Untersuchungen bei Scheinbewegungen, daß eine Verrechnung efferenter Signale mit der afferenten visuellen Information in höheren Zentren "oberhalb" des visuellen Cortex erfolgen müsse.

BRINDLEY 1968 löste durch elektrische Reizung der Occipitalrinde Phosphene aus, die sich bei Sakkaden bewegten. Das bedeutet, daß eine feste Zuordnung im visuellen Cortex noch keine Umweltstabilität bewirkt. Er vermutete, daß dazu die Verarbeitung auf einer höheren Ebene nötig sei.

Dies entspricht den hier vorliegenden Befunden, die zur Unterscheidung von Eigen- und Umweltbewegung eine visuomotorische Integration in Gebieten des Assoziationscortex nahe legen.

Damit ist auch folgende Beobachtung (KEIDEL 1979) erklärbar: Ein Punkt scheint sich in einem strukturlosen Umfeld (z.B. Leuchtziffer einer Uhr im Dunkeln) bei Augensakkaden zu bewegen. Sobald aber ein zusätzlicher Orientierungspunkt (z.B. eine Tischkante) erkennbar ist, wird die visuelle Stabilität wieder hergestellt.

Die Verarbeitung der visuellen Information, die der Lichtpunkt bei Augenbewegungen liefert und die eine Beurteilung des Bewegungszustandes ermöglicht, erfolgt nach den vorliegenden Ergebnissen in einem neuronalen System, das nicht retinotop organisiert ist. D.h. durch die Lage des Punktes auf der Netzhaut sind die Koordinaten des Punktes *n i c h t* in den entsprechenden corticalen Gebieten repräsentiert, so daß die zur Stabilität notwendige Berechnung nicht erfolgen kann (Punkt erscheint bewegt). Erst durch Einordnung des Punktes in ein äus-

seres Koordinatensystem kann sein Bewegungszustand richtig bestimmt werden.

4.4. Informationsfluß bei willkürlichen und unwillkürlichen Augenbewegungen

Aufgrund der oben diskutierten Zusammenhänge kann folgendes erweitertes hypothetisches Schema der visuomotorischen Informationsverarbeitung aufgestellt werden (Abb. 29):

Ein motorisches Kommando von corticalen Zentren (siehe KORNHUBER 1971, ASCHOFF 1975) bewirkt ab 10 ms vor Sakkadenbeginn eine verstärkte Aktivität in den Zentren des Hirnstamms. Dieser subcorticale Anteil der Efferenz ist Ausdruck eines Start- und Stopimpulses ($a_1 a_2$, b), der die Bewegung des Auges bestimmt. Die motorische Efferenz bewirkt nach 50 ms einmal subcorticale Kontrollimpulse (c), die zu höheren Zentren zurücklaufen und den Cortex nach 100 ms aktivieren (c'). Zum anderen löst die Augenbewegung ein retinales Signal aus, das als Reafferenz (d, e, f) nach ca. 100 ms ebenfalls den Cortex erreicht.

In den parieto-occipitalen Gebieten des Assoziationscortex kommt es zu einer Verarbeitung der visuell afferenten Eingangsinformation (e) durch die motorischen Kontrollimpulse (c'). Diese Ergebnisse sind - wie erwähnt - nicht in Übereinstimmung mit dem ursprünglichen Postulat von v. HOLST und MITTELSTAEDT 1950, jedoch bestätigen sie die von KEIDEL 1971 aufgestellte Hypothese zur Entstehung des Alphanrhythmus. Sie konnte bereits zum Teil durch Vergleich von Leistungsspektren des EEGs und der Augenbewegungen experimentell untermauert werden (REIMAN, KORTH und KEIDEL 1973).

Der dort angegebene Informationsverlauf (Abb. 30) ist für die subcortical ausgelösten unwillkürlichen Augenbewegungen völlig

analog dem hier vorgeschlagenen Schema für die cortical ausgelösten willkürlichen Augenbewegungen:

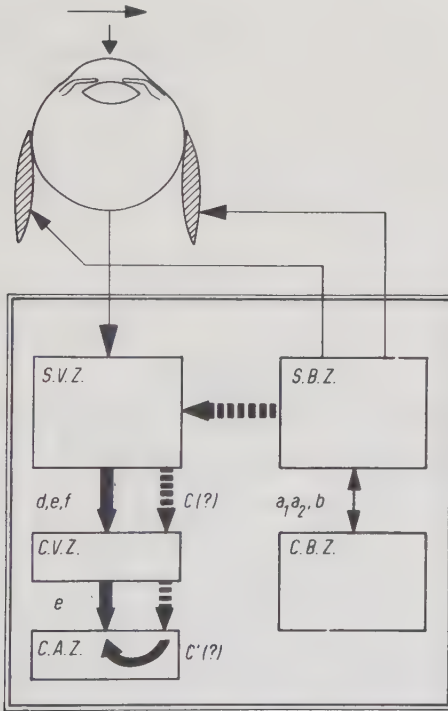


Abb. 29: Informationsfluß bei willkürlichen Augenbewegungen. Ein motorisches Kommando (Efferenz) von corticalen Blickzentren (C.B.Z.) bewirkt in subcorticalen Blickzentren (S.B.Z.) die Generierung von Start- und Stopimpulsen (a_1, a_2, b) für die Augenbewegung. Die motorische Efferenz bewirkt Kontrollimpulse (c), die auf das sensorische System wirken und über subcorticale visuelle Zentren (S.V.Z.) zu corticalen visuellen Zentren (C.V.Z.) und Assoziationszentren (C.A.Z.) laufen. Die motorische Efferenz löst ferner retinale Signale (Reafferenz) aus, die den Cortex (d, e, f) erreichen und in den Assoziationszentren (e) mit motorischen Kontrollimpulsen (c') verarbeitet werden.

Nach der KEIDEL'schen Hypothese soll ein motorisches Kommando (Efferenz) von subcorticalen Zeitgeberzellen, z. B. im corpus geniculatum, schnelle Augenbewegungen im Bereich von 10 Hz bewirken, die eine Ausschaltung der schnellen Zapfenadaptation und damit eine Dauerbildempfindung beim Sehen ermöglichen. Die motorische Efferenz bewirkt einmal eine Efferenzkopie, die über subcorticale Zentren den Cortex aktiviert; zum anderen Augenbewegungen, die ein retinales Signal auslösen, das als Reafferenz ebenfalls den Cortex erreicht.

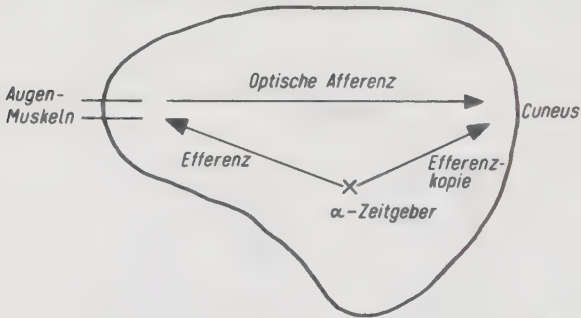


Abb.30: Informationsfluß bei unwillkürlichen Augenbewegungen (Tremor von 10 Hz).
Ein motorisches Kommando (Efferenz von subcorticalen Zeitgeberzellen) bewirkt eine Efferenzkopie, die über diese subcorticalen Zentren den Cortex erreicht und in occipitalen Gebieten mit der Reafferenz verarbeitet wird.
(aus: Keidel W.D. (1971): Naturwissenschaften 58, 91-93)

So findet auch bei unwillkürlichen Augenbewegungen eine Verarbeitung der visuell-afferenten Eingangsinformation in corticalen Gebieten statt, die sich darin ausdrückt, daß bei fehlender Reafferenz (z.B. bei geschlossenen Augen) verstärkter

Alpharhythmus (periodische Potentialschwankung am Occiput von 100 ms Dauer) beobachtet werden kann.

Beachtenswert ist folgender Befund:

Die visuelle Reafferenz (e-Welle) wird im Cortex mit den motorischen Impulsen nach 100 ms verarbeitet, diese Zeit entspricht genau der Periodendauer des Alpharhythmus.

Ob ein Zusammenhang zwischen beiden Zeitintervallen besteht und damit die Möglichkeit für eine Erklärung der Frequenz von 10 Hz beim Alpharhythmus gegeben ist, müßte durch weiterführende Versuche geklärt werden.

Als Gesamtergebnis kann folgendes festgestellt werden:

Sowohl die Dauerbildempfindung beim Sehen durch unwillkürliche Augenbewegungen (Tremor) als auch die visuelle Stabilität bei willkürlichen Augenbewegungen wird im ZNS des Menschen erreicht, indem subcortical Kontrollimpulse gebildet werden, die zusammen mit der optischen Reafferenz zum visuellen Cortex bzw. zum Assoziationscortex laufen und dort mit diesen verarbeitet werden.

5. Anhang

5.1. Amplitudenfilterung

Bei der Aufnahme von EEG-Daten bei Augenbewegungen stören häufig große Spannungsschwankungen durch Aktivität von Kopf- und Nackenmuskulatur. Da die Eingangsspannung der Registrieranordnung 1.5 V nicht überschreiten darf, wird dadurch die mögliche Verstärkung begrenzt. Die konventionelle Methode zur Reduktion dieser Störspannungen besteht in der Erhöhung der unteren Grenzfrequenz der Verstärkung. Jedoch wird dadurch der wahre Potentialverlauf stark modifiziert. Eine andere Möglichkeit zur Artefaktausschaltung besteht darin den maximalen Spitze-zu-Spitze-Wert mit einem Fensterwert zu vergleichen, der der mittleren

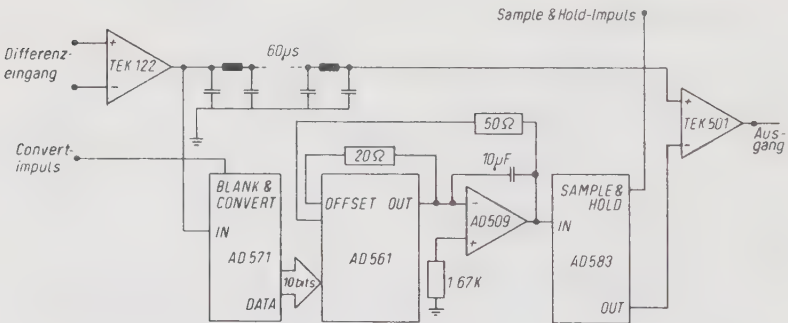


Abb. 31: Schaltbild des Amplitudenfilters

Das EEG-Signal wird über den Differenzeingang aufgenommen und 500-fach verstärkt. Nach einer Verzögerungszeit von 70 µs, die der Verarbeitungszeit im Parallelkanal entspricht, wird es auf den Eingang eines Differenzendverstärkers gegeben. Im Parallelkanal wird durch die Convertimpulse eine Analogdigitalwandlung, danach eine Digitalanalogwandlung durchgeführt, und die Spannung nach einem Sample&Hold-Glied auf den anderen Eingang des Differenzendverstärkers gebracht.

Amplitude des laufenden EEG's entspricht. Weitere Auswahlverfahren sind bei FINKENZELLER (1969) zusammengestellt.

Die hier vorgeschlagene Methode beruht auf dem Einsatz eines Analogdigitalwandlers als Amplitudenfilter. Dabei werden keine Kriterien für die Elimination gestörter EEG-Abschnitte ermittelt, sondern es wird eine Reduktion nicht reizkorrelierter Störspannungen bereits während der Messung ermöglicht.

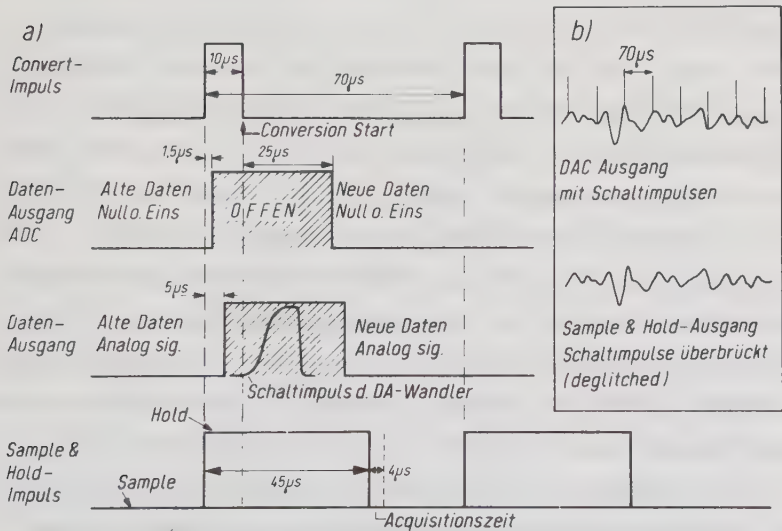


Abb. 32: Timing des Amplitudenfilters

Die ansteigende Flanke des Convertimpulses löscht die Daten am Ausgang des AD-Wandlers. Mit der abfallenden Flanke beginnt die AD-Wandlung, die nach 25 μs beendet ist; dann steht das Signal in binärer Form am Ausgang des AD-Wandlers zur Verfügung. Nach einer DA-Wandlungszeit von 5 μs , d. h. nach 30 μs erscheint es als analoges Signal am Ausgang des DA-Wandlers. Die Schaltimpulse des DA-Wandlers werden durch einen Sample & Hold-Impuls, der gleichzeitig mit dem Convertimpuls gegeben wird und eine Dauer von 4,5 μs besitzt, überbrückt. Nach weiteren 4 μs Acquisitionszeit liegt das analoge Signal am Ausgang des Sample & Hold-Gliedes an.

Nimmt man an, daß die reizkorrelierten Potentialschwankungen eine Größe von bis zu $5\mu\text{V}$ haben und sich in einem nicht reizkorrelierten Störuntergrund von bis zu $200\mu\text{V}$ befinden, dann beträgt dieses Signal-Störverhältnis nach 500-facher Verstärkung $2.5\text{ mV}/100\text{ mV}$. Dieses Signal wird mit einem Analogdigitalwandler digitalisiert, dessen Ansprechschwelle der Signalgröße entspricht. Dies kann erreicht werden mit einem AD-Wandler mit einer Auflösung von 10 Bit und einer maximalen Eingangsspannung von 5 V, was eine Ansprechschwelle von 2.5 mV ergibt (AD 571, Analog DEVICES). Durch eine nachfolgende Digitalanalogwandlung (AD 561, Analog DEVICES) entsteht ein treppenförmiges Signal, das für große Amplituden den gleichen Verlauf hat wie das ursprüngliche, das jedoch die reizkorrelierten Spannungsschwankungen, die kleiner sind als die Ansprechschwelle (2.5 mV) nicht enthält. Durch ein zusätzliches Sample & Hold-Glied werden die Schaltspitzen des DA-Wandlers überbrückt. Durch Differenzbildung des so erhaltenen Signals mit dem Eingangssignal können je nach Wahl der Eingangsverstärkung, Störspannungen in einem dadurch festgelegten Amplitudenbereich weggefiltert werden. Das Eingangssignal muß um den Zeitbereich verzögert werden, den die AD- und DA-Wandlung erfordern.

Um eine möglichst gute Angleichung des gefilterten Signals an die ursprüngliche Signalform zu erreichen, sowie bei dem Auftreten hochfrequenter Anteile, müssen Bauelemente mit schnellen Schaltzeiten verwendet werden (conversiontime $1\mu\text{s}$, acquisitiontime $1\mu\text{s}$); dies ist allerdings mit hohen Kosten verbunden. Die im aufgebauten Filter (Abb. 31 und 32) verwendeten Bauteile hatten Schaltzeiten von ca. $25\mu\text{s}$, was für die Unterdrückung der großen Störspannungen durch Muskelpotentiale noch ausreichend war.

5.2. Computerprogramme

5.2.1 DAZ1F

Die Datenaufnahme erfolgt durch ein ASSEMBLER-Programm, mit dem es möglich ist, simultan 7 EEG-Kanäle und einen Kanal für Augenbewegungen kontinuierlich in einen zyklisch angeordneten Kernspeicherpuffer aufzunehmen. Die weitere Datenmanipulation erfolgt durch ein FORTRAN-Programm, das die mit jedem Triggerimpuls aufgenommenen acht Speicher zu 512 Adressen auf hintereinander liegende Blöcke der Magnetplatte wegspeichert.

(um Platz zu sparen ist auf Seite 72 ein Programm ausgedruckt, daß mit nur 2 Kanälen arbeitet).

5.2.2 M7K1F

Dieses FORTRAN-Programm ermöglicht eine genaue Datenmittlung. Dabei werden die Kurven der Augenbewegungen zur Erhöhung der Triggergenauigkeit am Sichtschirm des Rechners zur Deckung gebracht und die zugehörigen sieben EEG-Datenblöcke um den dabei ermittelten Betrag im Kernspeicher verschoben und dann wieder auf den Datenfile zurückgespeichert.

5.2.3 RZA2F

Dieses FORTRAN-ASSEMBLER-Programm dient zur Spannungserzeugung für das Maxwell'sche System zur Simulation der retinalen Bildverschiebung. Die pro Versuch aufgenommenen Augenbewegungen werden nach Korrektur des Triggerzeitpunktes summiert. Die so gewonnenen gemittelten Augenbewegungsimpulse werden mit der gleichen statistischen Dauer und Frequenz über den Digitalanalogwandler als Spannungsimpuls ausgegeben wie die vorher aufgenommenen Augenbewegungen. Dadurch entsteht die gleiche örtliche und zeitliche retinale Bildverschiebung wie bei den vorher ausgeführten Augenbewegungen.

FORTRAN IV

7010 05

```

C      DATENAUFNAME 2-KANALIG 1911F
0001  INTEGER IAD(3,512),IADK(1,512),IADWB(1,512),IADW1(1,512)
0002  INTEGER IADN(3,12),IADN1(1,12),IADN11(1,12)
0003  INTEGER I2(1,0:4),D5K(1:4)
0004  REAL SCAL0(512),SCAL1(512),SCAL11(512),VT(1:512)
0005  LOGICAL+1 WEICH
0006  LOGICAL+1 A-DIG & M-F
0007  DATA A/1HA/
0008  DATA I/1HI/
0009  DATA G/1HG/
0010  DATA S/1HL/
0011  DATA H/1HH/
0012  DATA F/1HF/
0013  DATA D5K(1:4)/D,RAUS,DREWS,LEONT/
0014  DATA D5K11,D5K111,D5K6,D5K61,D5K111,D5K111
0015  CALL ID0R(1,"173416",2000,"2000")
0016 100  D01101=1,512
0017  IADK0(I)=0
0018  IADK1(I)=0
0019  IADWB(1)=0
0020  IADW1(1)=0
0021  IADN0(I)=0
0022  IADN1(I)=0
0023  SCAL0(I)=0
0024  SCAL1(I)=0
0025  VT0(I)=0
0026  VT1(I)=0
0027 110  CONTINUE
0028  D01201=1,2050
0029  IVTB(I)=0
0030 120  CONTINUE
0031  CALL INIT(IVTB,2050)
0032  CALL SCROL(5,100)
0033  WRITE(7,10)
0034 10  FORMAT(
210X,'DATENAUFN 2-KANALIG')
0035 16  WRITE(7,20)
0036 20  FORMAT(
210X,'AUF. M. VORLAUF(A)-DISPLAY(D)')
0037 15  WRITE(7,12)
0038 12  FORMAT(1H$,9X,'MODE *')
0039  READ(5,30)WEICH
0040 30  FORMAT(A1)
0041  IF(WEICH.EQ.D)GOTO4000
0043  IF(WEICH.EQ.A)GOTO6000
0045  GOT015
C      DISPLAY
0046 4000  D04002I=1,512
0047  SCAL0(I)=FLOAT(IADK0(I))/5.+520
0048  SCAL1(I)=FLOAT(IADK1(I))/5.+240
0049 4002  CONTINUE
0050 4006  CALL INIT(IVTB,2050)
0051  D04010I=1,512
0052  VT0(I)=SCAL0(I)

```

FORTRAN IV

V01C-03

```

0053      VT1(I)=SCAL1(I)
0054  4010  CONTINUE
0055  4020  CALL APNT(0,520,0,-1)
0056      CALL VECT(1024,0,0,1,0,1)
0057      CALL APNT(0,240,0,-1)
0058      CALL VECT(1024,0,0,1,0,1)
0059      CALL APNT(0,0,0,-1)
0060      CALL VECT(0,768,0,1,0,1)
0061      CALL APNT(0,520,0,-4)
0062      CALL YGRA(2,VT0,512)
0063      CALL APNT(0,240,0,-4)
0064      CALL YGRA(2,VT1,512)
0065      GOTO5000

      C
      C      MODIFIKATION
      C
0066  5000  WRITE(7,5010)
0067  5010  FORMAT(
21H*,9X,'SCALIERUNG-G-S-F# ',0)
0068  5020  READ(5,5030)WEICH
0069  5030  FORMAT(A1)
0070      IF(WEICH.EQ.G)GOTO5100
0072      IF(WEICH.EQ.S)GOTO5200
0074      IF(WEICH.EQ.F)GOTO5300
0076      GOTO15
0077  5100  WRITE(7,5110)
0078  5110  FORMAT(
21H*,9X,'FAKTOR *',0)
      READ(5,5120)FAKT
0079  5120  FORMAT(F2,0)
0081      D051301=1,512
0082      SCAL0(I)=SCAL0(I)+FAKT+484.-484.*FAKT
0083      SCAL1(I)=SCAL1(I)+FAKT+284.-284.*FAKT
0084  5130  CONTINUE
0085      GOTO4000
0086  5200  WRITE(7,5210)
0087  5210  FORMAT(
21H*,9X,'FAKTOR *',0)
      READ(5,5220)FAKT
0088  5220  FORMAT(F2,0)
0089      D052301=1,512
0091      SCAL0(I)=SCAL0(I)+FAKT+484.-484.*FAKT
0092      SCAL1(I)=SCAL1(I)+FAKT+284.-284.*FAKT
0093  5230  CONTINUE
0094      GOTO4000
0095  5300  WRITE(7,5310)
0096  5310  FORMAT(
21H*,9X,'FAKTOR *',0)
      READ(5,5320)FAKT
0097  5320  FORMAT(F2,0)
0099      D053301=1,512
0100      SCAL0(I)=SCAL0(I)+FAKT+484.-484.*FAKT
0101      SCAL1(I)=SCAL1(I)+FAKT+284.-284.*FAKT
0102      SCAL0(I)=SCAL0(I)+2*SCAL0(I)+2*SCAL1(I)
FORTRAN IV      V01C-03

```

```

0103      SCAL1(1)=SCAL1(1)/2. +SCAL0(2)/2.
0104      SCAL0(I)=SCAL0(I-1)/4. +SCAL0(I)/2. +SCAL0(I+1)/4
0105      SCAL1(I)=SCAL1(I-1)/4. +SCAL1(I)/2. +SCAL1(I+1)/4
0106      SCAL0(512)=SCAL0(512)/2. +SCAL0(512)/2.
0107      SCAL1(512)=SCAL1(512)/2. +SCAL1(512)/2.
0108 5336 CONTINUE
0109      GOTO4006
      C
0110 6000 WRITE(7,6010)
0111 6010 FORMAT(
      21H$,9X,'ANZAHL DER AUF. ****:')
0112      READ(5,6020)IAFZL
0113 6020 FORMAT(I5)
0114      WRITE(7,6030)
0115 6030 FORMAT(
      21H$,9X,'ANFANGSAUFNNR. ****:')
0116      READ(5,6040)IABNR
0117 6040 FORMAT(I5)
0118      IBLK=IABNR*2-1
0119      I=IABNR-1
0120      WRITE(7,6050)
0121 6050 FORMAT(
      21H$,9X,'ZEITFAKTOR****:')
0122      READ(5,6060)IDELY
0123 6060 FORMAT(I5)
0124      WRITE(7,6070)
0125 6070 FORMAT(
      21H$,9X,'VORLAUF****:')
0126      READ(5,6080)IVRL
0127 6080 FORMAT(I5)
0128      INRL=1024-IVRL+2+2
0129      IVRL=IVRL*2+2
0130      ICHAN0=IGETC()
0131      IF(ICHAN0.LT.0)STOP'N C'
0132      IF(IFETCH(DBK0).NE.0)STOP'N C'
0133      IF(LOOKUP(ICHAN0,DBK0).LT.0)STOP'B L'
0134      ICHAN1=IGETC()
0135      IF(ICHAN1.LT.0)STOP'N C'
0136      IF(IFETCH(DBK1).NE.0)STOP'B F'
0137      IF(LOOKUP(ICHAN1,DBK1).LT.0)STOP'B L'
0138 6110 CALL AD2(IDELY,IVRL,INRL,IADV0,IADV1,IADN0,IADN1,IAI
0139      ICODE=IWRITE(512,IADK0,IBLK,ICHAN0)
0140      ICODE=IWRITE(512,IADK1,IBLK,ICHAN1)
0141      IBLK=IBLK+2
0142      I=I+1
0143      CALL LED(I, I5)
0144      IF(I.EQ. IAFZL+IABNR)GOTO6120
0145      GOTO6110
0146 6120 CALL CLOSEC(ICHAN0)
0147      CALL IFREEC(ICHAN0)
0148      CALL CLOSEC(ICHAN1)
0149      CALL IFREEC(ICHAN1)
0150      WRITE(7,6130)IABNR+IAFZL
0151 6130 FORMAT(
FORTRAN IV      V01C-03

```

210X,'ENDE DER AUFNAHME',/,/
21H\$,9X,'ENDAUFNNR. ',I5)

```

0159      CALL LED(IABNR+IAFZL,'15')
0160      GOTO15
0161      END

```

FORTRAN IV STORAGE MAP

NAME	OFFSET	ATTRIBUTES
IADK0	000006	INTEGER*2 ARRAY (512)
IADK1	002006	INTEGER*2 ARRAY (512)
IADV0	004006	INTEGER*2 ARRAY (512)
IADV1	006006	INTEGER*2 ARRAY (512)
IADN0	010006	INTEGER*2 ARRAY (512)
IADN1	012006	INTEGER*2 ARRAY (512)
IVTB	014006	INTEGER*2 ARRAY (2050)
DBK0	024012	INTEGER*2 ARRAY (4)
DBK1	024022	INTEGER*2 ARRAY (4)
SCAL0	024032	REAL*4 ARRAY (512)
SCAL1	030032	REAL*4 ARRAY (512)
V10	034032	REAL*4 ARRAY (512)
VT1	040032	REAL*4 ARRAY (512)
WEICH	044050	LOGICAL*1 VARIABLE
A	044062	LOGICAL*1 VARIABLE
D	044077	LOGICAL*1 VARIABLE
G	044084	LOGICAL*1 VARIABLE
S	044095	LOGICAL*1 VARIABLE
M	044096	LOGICAL*1 VARIABLE
F	044097	LOGICAL*1 VARIABLE
IDOR	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
I	044097	INTEGER*2 VARIABLE
INIT	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
SCROL	000000	REAL*4 PROCEDURE
FLOAT	000000	REAL*4 PROCEDURE
PRINT	000000	REAL*4 PROCEDURE
VECT	000000	REAL*4 PROCEDURE
YGRA	000000	REAL*4 PROCEDURE
FAKT	044054	REAL*4 VARIABLE
IFAKT	044060	INTEGER*2 VARIABLE
INT	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
N	044062	INTEGER*2 VARIABLE
IAFZL	044064	INTEGER*2 VARIABLE
IABNR	044066	INTEGER*2 VARIABLE
IBLK	044070	INTEGER*2 VARIABLE
IDELV	044072	INTEGER*2 VARIABLE
IVRL	044074	INTEGER*2 VARIABLE
INPL	044076	INTEGER*2 VARIABLE
ICHAN0	044700	INTEGER*2 VARIABLE
IGETS	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
IFETCH	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
LOOKUP	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
ICHAN1	044702	INTEGER*2 VARIABLE
RD2	000000	REAL*4 PROCEDURE
ICODE	044704	INTEGER*2 VARIABLE
IFRITW	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
LED	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
TIMESEC	000000	REAL*4 PROCEDURE
IFREED	000000	INTEGER*2 PROCEDURE

+

DAZ1A RT-11 MACRO VM02-10 PAGE 1

```

1          .TITLE DAZ1A
2          .GLOBAL AD2
3          000000      R0=%0
4          000001      R1=%1
5          000002      R2=%2
6          000003      R3=%3
7          000004      R4=%4
8          000005      R5=%5
9          000006      SP=%6
10         000007      PC=%7
11         170400      ADSTAT=170400
12         170402      ADBUFF=170402
13         170404      CLKSTAT=170404
14
15 000000 000240 AD2:  NOP
16 000002 005725      TST      (R5)+
17 000004 013567      MOV      @(R5)+, DELV
           000636
18 000100 013567      MOV      @(R5)+, VRL
           000670
19 000104 013567      MOV      @(R5)+, NRL
           000666
20 000200 012567      MOV      (R5)+, ADV0
           000624
21 000204 012567      MOV      (R5)+, ADV1
           000622
22 000300 012567      MOV      (R5)+, ADN0
           000620
23 000304 012567      MOV      (R5)+, ADN1
           000616
24 000400 012567      MOV      (R5)+, ADK0
           000614
25 000404 012567      MOV      (R5)+, ADK1
           000612
26 000500 005067 VSTRT: CLR      CLKSTAT
           170404
27 000504 016700      MOV      ADV0, R0
           000570
28 000600 016701      MOV      ADV1, R1
           000566
29 000604 016767      MOV      ADV0, ENDV
           000560
           000572
30 000700 066767      ADD      VRL, ENDV
           000606
           000564
31 001000 016702      MOV      ADN0, R2
           000550
32 001004 016703      MOV      ADN1, R3
           000546
33 001100 016767      MOV      ADN0, ENDN
           000540

```

	000550		
34 00116	066767	ADD	NRL,ENDN
	000564		
	000542		
35 00124	016700 VSAMP	MOV	ADV0,R0
DAZ1A	RT-11 MACRO VM02-10		PAGE 1+
	000520		
36 00130	016701	MOV	ADV1,R1
	000516		
37 00134	016767 VS2	MOV	ADBUFF,BUFF
	170402		
	000534		
38 00142	012767	MOV	#1,ADSTAT
	000001		
	170400		
39 00150	105767 VS1	TSTB	ADSTAT
	170400		
40 00154	100375	BPL	VS1
41 00156	016720	MOV	ADBUFF,(R0)+
	170402		
42 00162	012767	MOV	#401,ADSTAT
	000401		
	170400		
43 00170	105767 VS3	TSTB	ADSTAT
	170400		
44 00174	100375	BPL	VS3
45 00176	016721	MOV	ADBUFF,(R1)+
	170402		
46 00202	005767	ISF	CLKSTAT
	170404		
47 00206	100412	BNJ	VTRIG
48 00210	016767 VDLY:	MOV	DELY,COUNT2
	000432		
	000453		
49 00216	005367 VD1	DEI	COUNT2
	000452		
50 00222	001375	BNE	VD1
51 00224	026700	CMF	ENI V,R0
	000434		
52 00230	001735	BEV	VSAMP
53 00212	000740	BF	VS2
54 00234	016700 VTRIG:	MOV	PDR0,R2
	000414		
55 00240	016700	MOV	ADN1,R1
	000412		
56 00244	016767 VS4	MOV	ADBUFF,BUFF
	170402		
	000424		
57 00250	012767	MOV	#1,ADSTAT
	000001		
	170400		
58 00260	105767 VS:	TSTB	ADSTAT
	170400		
59 00264	100375	BPL	VS6
60 00260	000732	MOV	ADBUFF,(R2)+
	170400		

61	00272	016767	MOV	ADBUFF, BUFF
		170402		
		000376		
62	00300	012767	MOV	#401, ADSTAT
		000401		
		170400		
63	00306	105767	VSS: TSTB	ADSTAT
DAZ1A	RT-11	MACRO VM02-10		PAGE 1+
		170400		
64	00312	100375	BPL	VSS
65	00314	016723	MOV	ADBUFF, (R3)+
		170402		
66	00320	005767	TST	CLKSTAT
		170404		
67	00324	100400	BMI	. +2
68	00326	016767	MOV	DELY, COUNT2
		000314		
		000340		
69	00334	005367	VD2: DEC	COUNT2
		000334		
70	00340	001375	BNE	VD2
71	00342	026702	CMP	ENDN, R2
		000320		
72	00346	001401	BEQ	VSPCH
73	00350	000735	BR	V34
74	00352	000240	VSPCH: NOP	
75	00354	010067	MOV	R0, VRLSP
		000310		
76	00360	010067	MOV	R0, BUFF
		000312		
77	00364	166767	SUB	ADV0, BUFF
		000260		
		000304		
78	00372	016704	MOV	ADK0, R4
		000262		
79	00376	026700	CMP	ENDV, R0
		000262		
80	00402	001404	BEQ	F1
81	00404	012024	VSP1: MOV	(R0)+, (R4)+
82	00406	026700	CMP	ENDV, R0
		000252		
83	00412	001374	BNE	VSP1
84	00414	016700	F1: MOV	ADV0, R0
		000230		
85	00420	012024	VSP2: MOV	(R0)+, (R4)+
86	00422	026700	CMP	VRLSP, R0
		000242		
87	00426	001374	BNE	VSP2
88	00430	016702	MOV	ADN0, R2
		000220		
89	00434	000240	VSP3: NOP	
90	00436	012224	MOV	(R2)+, (R4)+
91	00440	020267	CMP	R2, ENDN
		000222		
92	00444	001375	BNE	VTL
93	00446	016701	VEX: MOV	R0, R1

94	00452	000206 012767 001000 000212	MOV	#1000, COUNT1
95	00460	162721 VX. 004000	SUB	#4000, (R1)+
96	00464	005367 000202	DEC	COUNT1
97	00470	001373	BNE	VX
DAZ1A RT-11 MACRO VM02-10				PAGE 1+
98	00472	016701 VSPCK: 000154	MOV	ADV1, R1
99	00476	066701 000174	ADD	BUFF, R1
100	0502	016704 000154	MOV	ADK1, R4
101	0506	016767 000140 000150	MOV	ADV1, ENDV
102	0514	066767 000164 000142	ADD	VRL, ENDV
103	0522	016767 000130 000136	MOV	ADN1, ENDN
104	0530	066767 000152 000130	ADD	NRL, ENDN
105	0536	016767 000110 000124	MOV	ADV1, VRLSP
106	0544	066767 000120 000116	ADD	BUFF, VRLSP
107	0552	026701 000106	CMF	ENDV, R1
108	0556	001404	BEQ	P1X
109	0560	012124 VSP1:	MOV	(R1)+, (R4)+
110	0562	026701 000076	CMF	ENDV, R1
111	0566	001374	BNE	VSP1X
112	0570	016701 P1X: 000056	MOV	ADV1, R1
113	0574	012124 VSP2X	MOV	(R1)+, (R4)+
114	0576	026701 000066	CMF	VRLSP, R1
115	0602	001374	BNE	VSP2X
116	0604	016702 000046	MOV	ADN1, R3
117	0610	012124 VSP3X	MOV	(R1)+, (R4)+
118	0612	026702 000050	CMF	R3, ENDN
119	0616	001374	BNE	VSP3X
120	0620	016701 VEWX 000036	MOV	ADN1, R1
121	0624	012767	MOV	#1000, COUNT1

```

001000
000040
122 0632 162721 VXX: SUB #4000, (R1)+
004000
123 0636 005367 DEC COUNT1
000030
124 0642 001373 BNE VXX
125 0644 000207 RTS PC
126
127 0646 000000 DELY:0
128 0650 000000 ADV0:0
DAZ1A RT-11 MACRO VM02-10 PAGE 1+

```

```

129 0652 000000 ADV1:0
130 0654 000000 ADN0:0
131 0656 000000 ADN1:0
132 0660 000000 ADK0:0
133 0662 000000 ADK1:0
134 0664 000000 ENDV:0
135 0666 000000 ENDN:0
136 0670 000000 VRLSP:0
137 0672 000000 COUNT1:0
138 0674 000000 COUNT2:0
139 0676 000000 BUFF:0
140 0700 000000 ADV:0
141 0702 000000 ADN:0
142 0704 000000 VRL:0
143 0706 000000 NRL:0
144 000000 END AD2
DAZ1A RT-11 MACRO VM02-10 PAGE 1+
SYMBOL TABLE

```

ADBUFF= 170402	ADK0 000660R	ADV1 000662R
ADN 000702R	ADN0 000654R	ADN1 000656R
ADSTAT= 170400	ADV 000700R	ADV0 000650R
ADV1 000652R	AD2 000000RG	BUFF 000670R
CLKSTA= 170404	COUNT1 000672R	COUNT2 000674R
DELY 000646R	ENDN 000666R	ENDV 000664R
NRL 000706R	PC =2000007	P1 000414R
FIX 000570R	R0 =2000000	R1 =2000001
R2 =2000002	R3 =2000003	R4 =2000004
R5 =2000005	SP =2000006	VDELY 000210R
VD1 000216R	VD2 000224R	VCH 000446R
VIXX 000620R	VRL 000704R	VRLSP 000670R
VSRMP 000124P	VSPCH 000152R	VSPCH 000472R
VSP1 000404R	VSP1X 000560R	VSP2 000420R
VSP2X 000574R	VSP3 000434R	VSP2X 000610R
VSTR 000050R	VS1 000150R	VS2 000114R
VS1 000170R	VS4 000244R	VSS 000206R
VLC 000200R	VTRIG 000214R	VX 000460R
VXX 000632R		

```

R0 000000 000
R1 000010 001
LPPARD SELECTED BY
FREE CORE 10015. MARK
DAZ1A RT-11 MACRO VM02-10

```

FORTRAN IV

V01C-01

```

      C      DATENMITTELUNG V HAND F7-KANALIGE MITTELUNG M7K1F
0001      INTEGER IADB(512), IZREL(512), ISCHB(512)
0002      INTEGER IVTB(3072)
0003      INTEGER*2 DBK0(4), DBK1(4)
0004      REAL SCAL0(512), SCAL1(512), SCAL2(512)
0005      REAL MT(512), MF(512), MITT(512), SMT(512)
0006      LOGICAL*1 WEICH
0007      LOGICAL*1 A, L, R, S, Z
0008      DATA A/1HA/,
0009      DATA L/1HL/,
0010      DATA R/1HR/,
0011      DATA S/1HS/,
0012      DATA Z/1HZ/,
0013      DATA DBK0/3RRK0, 3RAUG, 3RBW1, 3RDATA/,
0014      DATA DBK1/3RRK1, 3RAUG, 3RBW1, 3RDATA/,
0015      16      CALL INIT(IVTB, 3072)
0016      CALL SCROL(5, 100)
0017      18      WRITE(7, 20)
0018      20      FORMAT(
21X, 'MITT(A)-ZRK1(2)')
0019      15      WRITE(7, 12)
0020      12      FORMAT(1H$, 'MODE.4')
0021      READ(5, 30)WEICH
0022      30      FORMAT(A1)
0023      CALL INIT(IVTB, 3072)
0024      35      IF(WEICH.EQ.A)GOTO1600
0026      IF(WEICH.EQ.Z)GOTO3500
0028      GOTO15
      C
0029      3500      CONTINUE
0030      WRITE(7, 3500)
0031      3500      FORMAT(
21H$, 'MITTERG RK0.BLNK*****')
0032      READ(5, 3540)IBNR
0033      3540      FORMAT(I6)
0034      IBLK=IBNR*2-1
0035      303550) = 1.512
0036      IADB(I) = INT(MITT(I)/FLOAT(M))
0037      3550      CONTINUE
0038      ICHAN0 = IGETC()
0039      IF(ICHAN0 LT 0)STOP'NO'
0041      IF(XFETCH(DBK0) NE 0)STOP'BF'
0043      IF(LOOKUP(ICHAN0, DBK0) LT 0)STOP'BL'
0045      ICODE = IWRITE(512, IADB, IBLK, ICHAN0)
0046      3570      CALL CLOSEC(ICHAN0)
0047      CALL IFREC(ICHAN0)
0048      GOTO15
      C
0049      TEST = VERSCH-MITT
0050      17=1
0050      IATS=0
0051      0010A51=1.512
0052      MITT(I)=0
0053      SMT(I)=0
0054      IZREL(I)=0

```

FORTRAN IV

V01C-01

```

0055      ISCHB(I)=0
0056 1005  CONTINUE
0057 1690  CONTINUE
0058 1700  WRITE(7,1701)
0059 1701  FORMAT(
          21H$,1X,'MDLFKN.*****')
0060      READ(5,1702)IAFNR
0061 1702  FORMAT(I5)
0062 1703  WRITE(7,1704)
0063 1704  FORMAT(
          21H$,1X,'STARTBN.*****')
0064      READ(5,1706)ISTNR
0065 1706  FORMAT(I5)
0066      WRITE(7,1711)
0067 1711  FORMAT(
          21H$,1X,'VORL.*****')
0068      READ(5,1712)IVRL
0069 1712  FORMAT(I4)
0070      IV=IVRL-85
0071      IF(IV.LT.0)IV=0
0073      IS=ISTNR-2
0074      ISTRT=((ISTNR-1)*(7+1)*2-1
0075      IM=0
0076 1707  IBLK=((IAFNR-1)*(7+1)*2-1
0077 1708  ICHAN1=IGETC()
0078      IF(ICHAN1.LT.0)STOP'NC'
0080      IF(IFETCH(DBK1).NE.0)STOP'BF'
0082      IF(LOOKUP(ICHAN1,DBK1).LT.0)STOP'BL'
0084      ICODE=IREADN(512,IADB,IBL, ICHAN1)
0085 2001  DO1718K=1,50
0086      DO1718I=IV+2,IV+50
0087      IADB(I)=IADB(I-1)/4+IADB(I/2+IND6+1)/4
0088 1716  CONTINUE
0089 1718  DO1719I=1,14
0090      DO1719I=1,14
0091      IADB(I+IV)=IADB(I5+IV)
0092 1719  CONTINUE
0093      IADB(1)=IADB(2)
0094      XMWRT=0
0095      IX2=0
0096      IY2=0
0097      DO2320I=IV+1,IV+20
0098      XMWRT=XMWRT+FLOAT(IADB(I)
0099 2330  CONTINUE
0100      XMWRT=XMWRT/FLOAT(20)
0101      DO2740I=1,512
0102      IADB(I)=(IADB(I) INT XMWRT)
0103 2340  CONTINUE
0104 2000  IV1=0
0105      IX1=1
0106      IXT1=1
0107      I=1
0108 2010  I=I+1
0109      IF(IADB(I) GT I 1)GOTO1020
          FORTKNN IV
          VOIC=01
0111      GOTO2020
0112 2020  IV1=IADB(I)

```

```

0113      IX1=I
0114 2030  IF<I. NE. 512>GOTO2010
0116 2035  IY1=IY1/100
0117      I=IX1+1
0118 2040  I=I-1
0119      IF<IADB<I>. GT. IY1>GOTO2050
0121      GOTO2060
0122 2050  IF<I. NE. 2>GOTO2040
0124 2060  IXT1=I
0125      IW=0
0126      D02070I=1, 512
0127      MF<I>=FLOAT<IADB<I>>
0128 2070  CONTINUE
0129      D02072I=1, 512
0130      IADB<I>=0
0131 2072  CONTINUE
0132 1730  WRITE<7, 1740>
0133 1740  FORMAT(
21H$, 1X, 'WEITER<CR>, SUMME<S>, LOESCH<L>, ZURUECK<R>')
0134 1745  CONTINUE
0135      READ<5, 1750>WEICH
0136 1750  FORMAT<A1>
0137 1751  CALL INIT<IVTB, 3072>
0138      IF<WEICH. EQ. S>GOTO2100
0140      IF<WEICH. EQ. L>GOTO1870
0142      IF<WEICH. EQ. R>GOTO4000
0144      IW2=0
0145      GOTO1776
0146 1752  CALL INIT<IVTB 3071>
0147 1776  IF<IW. EQ. 0>GOTO1777
0149      ICODE=IREADW<512, IADB< ISTRT, ICHAN1>
0150      ISTRT=ISTRT+14
0151      GOTO1777
0152 2100  IF<IW2. EQ. 1>GOTO1730
0154      D02200K=1, 50
0155      D02210I=IV+2, IV+50
0156      IADB<I>=IADB<I-1>/4+IADB<I>/2+IADB<I+1>/4
0157 2210  CONTINUE
0158 2200  CONTINUE
0159      D02201I=1, 14
0160      IADB<I+IV>=IADB<15+IV>
0161 2201  CONTINUE
0162 2240  XNWRT=0.
0163      D02250I=IV+1, IV+20
0164      XNWRT=XNWRT+FLOAT<IADB<I>>
0165 2250  CONTINUE
0166      XNWRT=XNWRT/FLOAT<20>
0167      D02260I=1, 512
0168      IADB<I>=IADB<I>-INT<XNWRT>
0169 2260  CONTINUE
0170      IX2=0
0171      IY2=1
0172      FORTRAN IV      V010-00
0172      IXT2=1
0173      I=1
0174 2140  I=I+1
0175      IF<IADB<I>. GT. IY2>GOTO2150

```

```

0177      GOTO2160
0178 2150  IY2=IADB(I)
0179      IX2=I
0180 2160  IF(I.NE.512)GOTO2140
0182      I=IX2+1
0183 2190  I=I-1
0184      IF(IADB(I).GT.IY1)GOTO2170
0186      GOTO2180
0187 2170  IF(I.NE.2)GOTO2190
0189 2180  IXT2=I
0190      IXT3=IXT1-IXT2
0191      IZREL(IZ)=ISTR-14
0192      ISCHB(IZ)=IXT3
0193      IZ=IZ+1
0194 2181  IF(IXT3.GT.0)GOTO1850
0196      GOTO1830
0197 1777  IS=IS+1
0198      D01770I=1.512
0199      SCAL0(I)=MF(I)/5.+320.
0200      SCAL1(I)=FLOAT(IADB(I))/5.+320.
0201      SCAL2(I)=SMT(I)/5.+320.
0202 1770  CONTINUE
0203      CALL APNT(0.,320.,0,-4)
0204      CALL YGRA(1.,SCAL0,512)
0205      CALL APNT(0.,320.,0,-4)
0206      CALL YGRA(1.,SCAL1,512)
0207      CALL APNT(512.,320.,0,-4)
0208      CALL YGRA(1.,SCAL2,512)
0209      CALL APNT(512.,740.,0,-4)
0210      CALL NMBR(2,IS,'15')
0211      CALL APNT(512.,700.,0,-4)
0212      CALL NMBR(3,IM,'15')
0213      CALL APNT(512.,660.,0,-4)
0214      CALL NMBR(4,IXT3,'15')
0215      IW=1
0216      GOTO1745
0217 1900  D01910I=1.512
0218      MT(I)=FLOAT(IADB(I))
0219 1910  CONTINUE
0220      D01915I=1.512
0221      MITT(I)=MITT(I)+MT(I)
0222 1915  CONTINUE
0223      IM=IM+1
0224      D01920I=1.512
0225      SMT(I)=(MITT(I)/FLOAT(IM))
0226 1920  CONTINUE
0227      IS=(S-1)
0228      IW2=1
0229      GOTO1777
0230 1833  IS=IS-1
FORTRAN IV      V01C-02

0231      GOTO1777
0232 1870  IXT0=IXT3
0233      D01820I=1.512
0234      D01840I=2.512
0235      IADB(I)=1.-IADB(I)
0236 1840  CONTINUE

```

```

0237 1832 CONTINUE
0238      GOT01900
0239 1850 D01852K=1, IXT3
0240      D01860I=0, 510
0241      IADB(512-I)=IADB(511-I)
0242 1860 CONTINUE
0243 1852 CONTINUE
0244      GOT01900
0245 1870 D01875I=1, 512
0246      MITT(I)=MITT(I)-MT(I)
0247 1875 CONTINUE
0248      IM=IM-1
0249      IF(IM.EQ.0)IM=1
0251      D01880I=1, 512
0252      SMT(I)=MITT(I)/FLOAT(IM)
0253 1880 CONTINUE
0254      IS=IS-1
0255      IZ=IZ-1
0256      GOT01777
0257 4000 IBLK=3997
0258      ICHAN1=IGETC( )
0259      IF(ICHAN1.LT.0)STOP'NC'
0261      IF(IFETCH(DBK1).NE.0)STOP'BF'
0263      IF(LOOKUP(ICHAN1,DBK1).LT.0)STOP'BL'
0265      ICODE=IWRITW(512, IZREL, IBLK, ICHAN1)
0266      IBLK=3999
0267      ICODE=IWRITW(512, ISCHB, IBLK, ICHAN1)
0268      CALL CLOSEC(ICHAN1)
0269      CALL IFREEC(ICHAN1)
0270      GOT016
0271      END

```

FORTRAN IV STORAGE MAP

NAME	OFFSET	ATTRIBUTES
IADB)	000006	INTEGER*2 ARRAY (512)
IZREL	002006	INTEGER*2 ARRAY (512)
ISCHB	004006	INTEGER*2 ARRAY (512)
IYTB	006006	INTEGER*2 ARRAY (3072)
DBK0	022006	INTEGER*2 ARRAY (4)
DBK1	022016	INTEGER*2 ARRAY (4)
SCAL0	022026	REAL*4 ARRAY (512)
SCAL1	026026	REAL*4 ARRAY (512)
SCAL2	032026	REAL*4 ARRAY (512)
MT	036026	REAL*4 ARRAY (512)
MI	042026	REAL*4 ARRAY (512)
MITT	046026	REAL*4 ARRAY (512)
SMT	052026	REAL*4 ARRAY (512)
WEICH	056440	LOGICAL*1 VARIABLE
A	056026	LOGICAL*1 VARIABLE
I	056027	LOGICAL*1 VARIABLE
R	056030	LOGICAL*1 VARIABLE
S	056031	LOGICAL*1 VARIABLE
Z	056032	LOGICAL*1 VARIABLE
JNIT	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
SCROL	000000	REAL*4 PROCEDURE
JENR	056442	INTEGER*2 VARIABLE
IBLK	056444	INTEGER*2 VARIABLE

I	056446	INTEGER*2	VARIABLE
INT	000000	INTEGER*2	PROCEDURE
FLOAT	000000	REAL*4	PROCEDURE
IM	056450	INTEGER*2	VARIABLE
ICHAN0	056452	INTEGER*2	VARIABLE
IGETC	000000	INTEGER*2	PROCEDURE
IFETCH	000000	INTEGER*2	PROCEDURE
LOOKUP	000000	INTEGER*2	PROCEDURE
JCODE	056454	INTEGER*2	VARIABLE
IWRITE	000000	INTEGER*2	PROCEDURE
CLOSEC	000000	REAL*4	PROCEDURE
IFREC	000000	INTEGER*2	PROCEDURE
I2	056456	INTEGER*2	VARIABLE
IXT3	056460	INTEGER*2	VARIABLE
IAFNR	056462	INTEGER*2	VARIABLE
ISTNR	056464	INTEGER*2	VARIABLE
IVRL	056466	INTEGER*2	VARIABLE
IV	056470	INTEGER*2	VARIABLE
IS	056472	INTEGER*2	VARIABLE
ISTR1	056474	INTEGER*2	VARIABLE
JCHAN1	056476	INTEGER*2	VARIABLE
IREADW	000000	INTEGER*2	PROCEDURE
K	056500	INTEGER*2	VARIABLE
KMWRT	056502	REAL*4	VARIABLE
IX2	056506	INTEGER*2	VARIABLE
IY2	056510	INTEGER*2	VARIABLE
IY1	056512	INTEGER*2	VARIABLE
IX1	056514	INTEGER*2	VARIABLE
INT1	056516	INTEGER*2	VARIABLE
FORTECH, IV			STORAGE MAP

NAME OFFSET ATTRIBUTES

IN	0 4520	INTEGER*2	VARIABLE
INT	000000	INTEGER*2	VARIABLE
INT2	000000	INTEGER*2	VARIABLE
APNT	000000	REAL*4	VARIABLE
YGRA	000000	REAL*4	VARIABLE
NHER	000000	INTEGER*2	PROCEDURE

*

FORTRAN IV

V01C-03

```

      C      REIZFUNKTION GEMITTELTE AUGENBEWEGUNGEN 7K R2A2F
0001      INTEGER IBUF(17000), IBUFR(512), IBUFL(512)
0002      INTEGER*2 DBK0(4)
0003      DATA DBK0/3RRK0, 3RAUG, 3RBW1, 3RDAT/
0004      100  DO110I=1, 7000
0005      IBUF(I)=0
0006      110  CONTINUE
0007      DO120I=1, 512
0008      IBUFR(I)=0
0009      IBUFL(I)=0
0010      120  CONTINUE
0011      WRITE(7, 200)
0012      200  FORMAT(
210X, 'REIZFKT GEMITT AUGBN')
0013      WRITE(7, 210)
0014      210  FORMAT(
21H$, 9X, 'MDLFKT RECHTS VON RK0BN.****')
0015      READ(5, 220) IBNR
0016      220  FORMAT(I5)
0017      IBNR=IBNR*2-1
0018      WRITE(7, 225)
0019      225  FORMAT(
21H$, 9X, 'MDLFKT LINKS VON RK0BN.****')
0020      READ(5, 230) IBNL
0021      230  FORMAT(I5)
0022      IBNL=IBNL*2-1
0023      WRITE(7, 250)
0024      250  FORMAT(
21H$, 9X, 'INTERVALLDAUER1-7000:****')
0025      READ(5, 260) IDR
0026      260  FORMAT(I5)
0027      ICHAN0=IGETC()
0028      IF(ICHAN0.LT.0) STOP'NC'
0030      IF(IFETCH(DBK0).NE.0) STOP'BF'
0032      IF(LOOKUP(ICHAN0,DBK0).LT.0) STOP'BL'
0034      ICODE=IREADW(512, IBUFR, IBNR, ICHAN0)
0035      ICODE=IREADW(512, IBUFL, IBNL, ICHAN0)
0036      CALL CLOSEC(ICHAN0)
0037      CALL IFREED(ICHAN0)
0038      DO270I=1, 50
0039      IBUFR(I)=IBUFR(50)
0040      IBUFR(512-50+I)=IBUFR(512-50)
0041      IBUFL(I)=IBUFL(50)
0042      IBUFL(512-50+I)=IBUFL(512-50)
0043      270  CONTINUE
0044      DO280I=1, 512
0045      IBUFL(I)=-IBUFL(I)
0046      280  CONTINUE
0047      IDF1=(IBUFR(509)+IBUFR(510)+IBUFR(512))/3
0048      IDF2=(IBUFL(1)+IBUFL(2)+IBUFL(3))/3
0049      IDF=IDF1-IDF2
0050      DO275I=1, 512
0051      IBUFL(I)=IBUFL(I)+IDF
0052      275  CONTINUE

```

FORTRAN IV V01C-03

```

0053      L=0
0054      K=0
0055      IRANDM=100
0056 300   DO310I=1, IRANDM
0057      IBUF(I)=(IBUFR(1)+IBUFR(2)+IBUFR(3))/3
0058 310   CONTINUE
0059      DO320I=IRANDM+1, IRANDM+511
0060      IBUF(I)=IBUFR(I-IRANDM)
0061 320   CONTINUE
0062      DO330I=IRANDM+512, IRANDM+512+IDR+IRANDM
0063      IBUF(I)=(IBUFR(509)+IBUFR(510)+IBUFR(511))/3
0064 330   CONTINUE
0065      I1=IRANDM+512+IDR+IRANDM+1
0066      I2=IRANDM+512+IDR+IRANDM+512
0067      DO340I=I1, I2
0068      IBUF(I)=IBUFL(I-I1+1)
0069 340   CONTINUE
0070 345   I2=IRANDM+512+IDR+IRANDM+512
0071      DO350I=1, I2
0072      IBUF(I)=IBUF(I)+2048
0073 350   CONTINUE
0074      IDAUR=(IRANDM+512+IDR+IRANDM+512)*2
0075      CALL ANOUT(IDAUR, IBUF)
0076      IRANDM=INT(RAN(L,M)*500)+2
0077      GOTO300
0078      END

```

FORTRAN IV STORAGE MAP

NAME	OFFSET	ATTRIBUTES
IBUF	000006	INTEGER*2 ARRAY (17000)
IBUFR	102326	INTEGER*2 ARRAY (512)
IBUFL	104326	INTEGER*2 ARRAY (512)
DBK0	106326	INTEGER*2 ARRAY (4)
I	106566	INTEGER*2 VARIABLE
IBNR	106570	INTEGER*2 VARIABLE
IBNL	106572	INTEGER*2 VARIABLE
IDR	106574	INTEGER*2 VARIABLE
ICHAN0	106576	INTEGER*2 VARIABLE
IGETC	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
IFETCH	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
LOOKUP	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
ICODE	106600	INTEGER*2 VARIABLE
IREADW	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
CLOSEC	000000	REAL*4 PROCEDURE
IFREEC	000000	INTEGER*2 PROCEDURE
IDF1	106602	INTEGER*2 VARIABLE
IDF2	106604	INTEGER*2 VARIABLE
IDF	106606	INTEGER*2 VARIABLE
L	106610	INTEGER*2 VARIABLE
K	106612	INTEGER*2 VARIABLE
IRANDM	106614	INTEGER*2 VARIABLE
I1	106616	INTEGER*2 VARIABLE
I2	106620	INTEGER*2 VARIABLE
IDAUR	106622	INTEGER*2 VARIABLE
ANOUT	000000	REAL*4 PROCEDURE

RZA2A RT-11 MACRO VM02-10 PAGE 1

```

1          .TITLE RZA2A
2          .GLOBAL ANOUT
3          000000      R0=%0
4          000001      R1=%1
5          000005      R5=%5
6          000007      PC=%7
7          170400      ADSTAT=170400
8          170402      ADBUFF=170402
9          170404      CLKSTAT=170404
10         170416      DASTAT=170416
11         170422      SIGNLY=170422
12 000000 005725 ANOUT: TST      (R5)+
13 000002 013567      MOV      @ (R5)+, DAUR
          000272
14 000006 012567      MOV      (R5)+, BUF
          000270
15 00012 005067      CLR      CLKSTAT
          170404
16 00016 016701      MOV      DAUR, R1
          000256
17 00022 016700      MOV      BUF, R0
          000254
18 00026 060001      ADD      R0, R1
19 00030 016700 START: MOV      BUF, R0
          000246
20 00034 012767 AN1:  MOV      #4, DASTAT
          000004
          170416
21 00042 012067      MOV      (R0)+, SIGNLY
          170422
22 00046 105767 R1:  TSTB     DASTAT
          170416
23 00052 100375      BPL      R1
24 00054 000240      NEG
25 00056 016767      MOV      ADBUFF, BFO
          170402
          000222
26 00064 012767      MOV      #1, ADSTAT
          000001
          170400
27 00072 105767 R2:  TSTB     ADSTAT
          170400
28 00076 100375      BPL      R2
29 00100 016767      MOV      ADBUFF, BFO
          170402
          000200
30 00106 012767      MOV      #401, ADSTAT
          000401
          170400
31 00114 105767 R3:  TSTB     ADSTAT
          170400
32 00120 100375      BPL      R3
33 00122 016767      MOV      ADBUFF, BFO

```

```

170402'
000156
34 00130 012767      MOV      #1001,ADSTAT
001001
RZA2A   RT-11 MACRO VM02-10      PAGE 1+

```

```

170400'
35 00136 105767 A4:    TSTB      ADSTAT
170400'
36 00142 100375        BPL       A4
37 00144 016767        MOV      ADBUFF,BF0
170402'
000134
38 00152 012767        MOV      #1401,ADSTAT
001401
170400'
39 00160 105767 A5:    TSTB      ADSTAT
170400'
40 00164 100375        BPL       A5
41 00166 016767        MOV      ADBUFF,BF0
170402'
000112
42 00174 012767        MOV      #2401,ADSTAT
002401
170400'
43 00202 105767 A6:    TSTB      ADSTAT
170400'
44 00206 100375        BPL       A6
45 00210 016767        MOV      ADBUFF,BF0
170402'
000070
46 00216 012767        MOV      #0001,ADSTAT
003001
170400'
47 00224 105767 A7:    TSTB      ADSTAT
170400'
48 00230 100375        BPL       A7
49 00232 016767        MOV      ADBUFF,BF0
170402'
000046
50 00240 012767        MOV      #0401,ADSTAT
001401
170400'
51 00246 105767 B1:    TSTB      ADSTAT
170400'
52 00252 100375        BPL       B1
53 00254 016767        MOV      ADBUFF,BF0
170402'
000024
54 00262 005767        TST      CLKSTAT
170404'
55 00266 100644        BMT      ANOUT
56 00270 020100        CMF      R1,R0
57 00272 001200        BNE      AN1
58 00274 000200        RTS      PC
59 00276 000000        DELY    0
60 00280 000000        DRAK    0

```

```

61 00302 000000      BUF:0
62 00304 000000      COUNT:0
63 00306 000000      BF0:0
64      000000'      .END ANOUT
RZA2A  RT-11 MACRO VM02-10      PAGE 1+
SYMBOL TABLE

```

ADBUFF= 170402	ADSTAT= 170400	ANOUT 000000R
AN1 000034R	A1 000046R	A2 000072R
A3 000114R	A4 000136R	A5 000160R
A6 000202R	A7 000224R	BF0 000306R
BUF 000302R	B1 000246R	CLKSTA= 170404
COUNT 000304R	DASTAT= 170416	DAUR 000308R
DELY 000276R	PC =%000007	R0 =%000000
R1 =%000001	R5 =%000005	SIGNLY= 170422
STRT 000030R		
ABS. 000000 000		
000310 001		

```

ERRORS DETECTED: 0
FREE CORE: 18135. WORDS

```

RZA2A, TT:=RZA2A

```

ERRORS DETECTED: 0
FREE CORE: 18135. WORDS

```

+

Literaturverzeichnis

- 1.) Adey, W.R., Noda, H. (1973): Influence of eye movements on geniculostriate excitability in the cat. *J.Physiol.*, Lond., 235, 805 - 821.
- 2.) Armington, I.C., Gaarder, K., Schick, A.M.L. (1967): Variation of spontaneous ocular and occipital responses with stimulus patterns, *J.Opt.Soc.Am.*, 57 (12), 1534 - 1539.
- 3.) Aschoff, I.C. (1975): Reconsideration of the oculomotor pathway. In: *The Neurosciences. Third Study Program* (eds. O. Schmidt, G. Worden). The MIT Press Cambridge, Massachusetts and London, England.
- 4.) Bach-y-Rita, P., Ito, F. (1966): in vivo studies on fast and slow muscle fibers in cat extraocular muscles. *J.gen.Physiol.* 49, 1177 - 1198.
- 5.) Barlow, J.S., Ciganek, L. (1969): Lambda responses in relation to visual evoked responses in man. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 26, 183 - 192.
- 6.) Becker, W., Hoehne, O., Iwase, K., Kornhuber, H. (1972): Bereitschaftspotentiale, prämotorische Positivierung und andere Hirnpotentiale bei sakkadischen Augenbewegungen. *Vision Res.* 12, 421 - 436.
- 7.) Becker, W. (1978): Blickmotorik: In: *Gauer-Kramer-Jung Physiologie des Menschen 13 (Sehen-Sinnesphysiologie III)* Urban-Schwarzenberg, München 1978.
- 8.) Behrens, F., Grüsser, O.J. (1978): Gleitende Augenbewegungen und optokinetischer Nystagmus. In: *Augenbewegungsstörungen/Neurophysiologie und Klinik. Symposium der deutschen ophthalmologischen Gesellschaft vom 15.-17. April 1977 in Freiburg (Hrs.G.Kommerell)* J.F. Bergmann Verlag München 1978.
- 9.) Bishop, P.O., Gouras, P. (1972): (eds): U.S.-Australian Symposium on vision. In: *Invest. Ophthalmology*, 11, 261 - 548.
- 10.) Bizzi, E. (1966): Discharge patterns of single geniculate neurons during the rapid eye movements of sleep. *J.Neurophysiol.* 29, 1087 - 1095.
- 11.) Bizzi, E. (1968): Discharge of frontal eye field neurons during saccadic and following eye movements in the unanesthetized monkeys. *Exp. Brain Res.* 7, 69 - 80.
- 12.) Bizzi, E., Schiller, P.H. (1970): Single unit activity in the frontal eye fields of unanesthetized monkeys during eye and head movement. *Exp. Brain Res.* 10, 151 - 158.

- 13.) Brindley, G.S., Lewin, W.S. (1968): The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex. *J.Physiol.* 196, 479 - 493.
- 14.) Brindley, G.S. (1970): Physiology of the retina and visual pathway (second edition). Arnold. London.
- 15.) Cohen, B., Feldman, M. (1968): Relationship of electrical activity in pontine reticular formation and lateral geniculate body to rapid eye movements. *J. Neurophysiol.* 31, 806 - 817.
- 16.) Cohen, B., Henn, V. (1972): Unit activity in the pontine reticular formation associated with eye movements. *Brain Res.* 46, 403 - 410.
- 17.) Cowey, A. (1975): Physiologie des zentralen Sehsystems. In: Gauer-Kramer-Jung. Physiologie des Menschen 13 (Sehen-Sinnesphysiologie III). Urban Schwarzenberg, München 1978.
- 18.) Crosby E.C., Yoss, R.E., Henderson, J.W. (1952): The mammalian midbrain and isthmus regions. Part. II. The fiber connections. *J.Comp.Neurol.* 97, 357 - 383.
- 19.) Duffy, F.H., Burchfield, J.L. (1975): Eye movements-related inhibition of primate visual neurons. *Brain Res.* 89, 121 - 132.
- 20.) Ebersole, J.S., Galambos, R. (1973): Lambda waves evoked by retinal stimulation in the absence of eye movements. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 35, 39 - 47.
- 21.) Evans, C.C. (1952): Some further observations on occipital sharp waves (lambdawaves). *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 4, 371.
- 22.) Finkenzeller, P. (1969): Die Mittelung von Reaktionspotentialen. *Kybernetik* 6, 22 - 44.
- 23.) Fuchs, A.F., Luschei, E.S. (1970): Firing patterns of abducens neurons of alert monkeys in relationship to horizontal eye movement. *J.Neurophysiol.* 33, 382 - 392.
- 24.) Gastaut, Y. (1951): Un signe électroencéphalographique peu connu: les pointes occipitales survenant pendant l'ouverture des yeux. *Rev.Neurol.* 84, 640 - 643.
- 25.) Helmholtz, H., von (1866): Handbuch der physiologischen Optik. Voss Leipzig.
- 26.) Henn, V., Cohen, B. (1976): Coding of information about rapid eye movements in the pontine reticular formation of the alert monkeys. *Brain Res.* 108, 307 - 325.
- 27.) Hochgesand, P. (1972): Das Elektro-Okulogramm. *Fortschr. Med.* 90, 32, 1175 - 1180.

- 28.) Holst, E. v., Mittelstaedt, H. (1950): Das Reafferenzprinzip (Wechselwirkungen zwischen ZNS und Peripherie) *Naturwissenschaften* 37, 464 - 473.
- 29.) Jeannerod, M., Putkonen, P.T.S. (1971): Lateral geniculate unit activity and eye movements: saccade-locked changes in the dark and in the light. *Expl. Brain Res.* 13, 533 - 546.
- 30.) Keidel, W.D., Engelen, S., Rix, R. (1971): Versuch einer systemtheoretischen Erklärung des Alpharhythmus im menschlichen Elektroenzephalogramm. *Naturwissenschaften* 58, 91 - 93.
- 31.) Keidel, W.D. (1979): Persönliche Mitteilung
- 32.) Kornhuber, H.H., Deecke, L. (1965): Hirnpotentialänderungen bei Willkürbewegungen und passiven Bewegungen des Menschen: Bereitschaftspotential und reafferente Potentiale. *Pflügers Archiv* 284, 1 - 17.
- 33.) Kornhuber, H.H. (1971): Das vestibuläre System, mit Exkursionen über die motorischen Funktionen der Formatio reticularis, des Kleinhirns, der Stammganglien und des motorischen Cortex sowie über die Raumkonstanz der Sehdinge. In: *Vorträge der Erlanger Physiologentagung 1970*. W.D. Keidel und K.H. Plattig, eds. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag.
- 34.) Kornhuber, H.H. (1978): Blickmotorik: in *Gauer-Kramer-Jung Physiologie des Menschen* 13 (Sehen-Sinnesphysiologie III). Urban Schwarzenberg, München 1978.
- 35.) Kurtzberg, D., Vaughan, H.G. (1973): Electrocortical potentials associated with eye movements. In: *The oculomotor system and brain functions* (ed.V.Zikuund), pp. 137 - 146, Butterworth, London.
- 36.) Kurtzberg, D., Vaughan, H.G. (1977): Electrophysiological servations on the visuomotor system and visual neuro-sensorium. In: *Visual evoked potentials in man: new developments*. Edit. J.E.Desmedt. Clarendon Press, Oxford 1977.
- 37.) Mackay, D.M. (1973): Visual Stability and voluntary eye movements. In: *Handbook of Sensory Physiology VII/3*, 307 - 331. Edit. R.Jung. Springer Verlag Berlin-Heidelberg-New-York.
- 38.) Mohler, C.W. (1975): The effect of saccadic eye movements on the visual response of lateral geniculate neurons in monkey. *Association for Research on Vision and Ophthalmology*, Sarasota, Florida.
- 39.) Morton, H.B., Cobb, W.A. (1973): The effect of eye movement on visual evoked responses in man. In: *The oculomotor system and brain functions* (edited by Zikuund V.) pp. 103 - 115. Slovak Academy of Sciences, Bratislava, Butterworth. London.

- 40). Penfield, W., Boldrey, E. (1937): Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation. *Brain* 60, 389 - 443.
- 41). Mohler, C.W. (1975): The effect of saccadic eye movements on the visual response of lateral geniculate neurons in monkey. Association for Research on Vision and Ophthalmology, Sarasota, Florida.
- 42). Regan, D. (1972): *Evoked potentials in Psychology, Sensory Physiology and Clinical Medicine*, Chapman & Hall. London.
- 43). Reiman, V., Korth, M., Keidel, W.D. (1974): Korrelationsanalyse von EGG und Augenbewegungen beim Menschen. *Vision Res.* 14, 959 - 963.
- 44). Riggs, L.A., Merton, P.A., Morton, H.B. (1974): Suppression of visual phosphenes during saccadic eye movements. *Vision Res.* 14, 997 - 1011.
- 45). Schiller, P.H. (1970): Discharge characteristics of single units in the oculomotor and abducens nuclei of the unanesthetized monkey. *Exp. Brain Res.* 10, 347 - 362.
- 46). Schiller, P.H., Koerner, F. (1971): Discharge characteristics of single units in superior colliculus of the alert rhesus monkey. *J. Neurophysiol.* 34, 920 - 936.
- 47). Shakhnovich, A.R., Nebieridze, R.B. (1967): Mechanismus controlling the oculomotor apparatus of the rabbit. *Fiziologicheskii Zhurnal SSR imeni I.M. Sechenova*, 53,4. In: *Neuroscience Translations*, Federation of American Societies for Experimental Biology for the National Institute of Mental Health, 1 (1967-1968).
- 48). Teuber, H.L. (1966): The frontal lobes and their function: further observations on rodents, carnivores, subhuman primates and man. *Int.J.Neurol. (Montevideo)* 5, 282 - 300.
- 49). Vaughan, H.G. (1974): The analysis of scalp recorded brain potentials. In: *Bioelectric recording techniques*, Part B: electroencephalography and human brain potentials. (eds. R.F. Thompson and M.M. Patterson), 157 - 207, Academic Press, New York.
- 50). Wurtz, R.H. (1968): Visual cortex neurons: response to stimuli during rapid eye movements. *Science, N.Y.* 162, 1148 - 1150.
- 51). Wurtz, R.H. (1969): Comparison of effects of eye movements and stimulus movements on striate cortex neurons of the monkey. *J. Neurophysiol.* 32, 987 - 994.
- 52). Wurtz, R.H., Goldberg, M.E. (1972): Activity of superior colliculus in behaving monkey. III. Cells discharging before eye movements. *J. Neurophysiol.* 35, 587 - 596.

- 53). Wurtz, R.H., Mohler, C.W. (1976): Enhancement of visual responses in monkey striate cortex and frontal eye fields. J. Neurophysiol. 39, 766 - 772.

Danksagung

Herrn Professor Dr. Wolf-Dieter Keidel danke ich aufrichtig dafür, daß er es mir ermöglicht hat, an seinem Institut, in einem hervorragend ausgestatteten Labor, auf dem Gebiet der Biokybernetik zu arbeiten. Er gab die Anregungen zu dieser Arbeit und hat sie durch seine fachliche und persönliche Anleitung und Unterstützung bestimmt.

Herrn Professor Dr. Wolfgang Händler gilt mein besonderer Dank. Er hat durch seine Bereitschaft zu einer interdisziplinären Zusammenarbeit das Entstehen der Arbeit in der vorliegenden Form ermöglicht.

Weiter möchte ich mich bedanken bei Herrn Rudolf Bachmann für die schnelle Lösung aller technischen Probleme, bei Herrn Klaus Schütte für seinen Einsatz bei elektronischen Schwierigkeiten, insbesondere bei Herrn Karl Burian für die sorgfältige Ausführung der Abbildungen; sowie bei Frau Ingrid Amann und Herrn Dr. Matthias Korth, die mir als Versuchspersonen und bei der Durchführung der Versuche mit großer Geduld geholfen haben.

Diese Arbeit ist entstanden als Dissertation in Zusammenhang mit dem "Interdisziplinären Projekt DORA (Datenverarbeitung in Organismen und Rechenautomaten)" am Institut für Mathematische Maschinen und Datenverarbeitung (Informatik III Prof. Händler) und dem Institut für Physiologie und Biokybernetik (Prof. Keidel).

Lebenslauf

Viktor Reiman, geboren am 5. Oktober 1941 in Reval (Estland)
als erster Sohn des Ingenieurs Vsevolot Reiman und seiner
Ehefrau Irma Reiman, geb. Ovaht.

Von 1949 bis 1953 Besuch der Völksschule in Heilsbronn.

Von 1953 bis 1963 Besuch der Oberrealschule in Ansbach.

Am 17. Juli 1963 Reifeprüfung.

Von 1964 bis 1970 Studium der Physik in Erlangen.

Am 21. Juli 1970 Diplomhauptprüfung.

Seit dem 1. März 1971 Verwalter einer wissenschaftlichen
Assistentenstelle am Institut für Physiologie und Bio-
kybernetik.

Erlangen, im Mai 1979

